

MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA EN EXÁMENES DE MAMOGRAFÍA CONVENCIONAL.

Lic. en Biología Fiorela Merma Velasco

Ing. Pablo Andres
Director

Dra. Mariela Bellotti
Co-directora

Noviembre del 2017

Comisión Nacional de Energía Atómica
Universidad Nacional de Cuyo (Instituto Balseiro)

A mi familia

A mis directores de tesis

A mis amigos

Índice de contenidos

Índice de contenidos	v
Índice de figuras	vii
Índice de tablas	ix
Resumen	xi
Abstract	xiii
1. Introducción	1
1.1. Objetivos	2
1.1.1. Objetivo general	2
1.1.2. Objetivos específicos	2
2. Marco teórico	3
2.1. Cáncer de mama	3
2.1.1. Factores de riesgo	3
2.2. Mamografía	4
2.2.1. Desarrollo de la mamografía a lo largo del tiempo	4
2.2.2. Mamografía digital.	5
2.2.3. Control de calidad en Mamografía	6
2.3. Detectores termoluminiscentes	6
2.3.1. Fenómeno de termoluminiscencia: Modelo simplificado	7
2.3.2. Curva <i>glow</i> de termoluminiscencia	8
2.3.3. Detector termoluminiscente como dosímetro	9
2.3.4. Características y especificaciones	10
2.3.5. Influencia de las condiciones ambientales	11
2.3.6. Propiedades del material termoluminiscente (TLD-100).	12
2.4. Dosimetría de radiación en mamografía	14

3. Materiales y Métodos	17
3.1. Características del fantoma	17
3.2. Características de TLD, fuentes de radiación y equipo de medición. . .	18
3.2.1. Dosímetros TL	18
3.2.2. Lector de dosímetros	19
3.2.3. Fuente de irradiación	20
3.3. Calibración de los TLD-100	20
3.3.1. Recocido de los TLDs:	21
3.3.2. Irradiación de los TLDs:	21
3.3.3. Factor de calibración	23
3.4. Mediciones experimentales de DGM en nosocomios de Bariloche. . . .	23
3.4.1. Procedimientos previos para la medición de DGM.	23
3.4.2. Procedimientos realizados durante la medición de K_e	25
3.5. Metodología de estimación de la Dosis Glandular Media.	28
3.5.1. Método N°1: Estimación de la DGM usando TLDs según el TRS 457.	28
3.5.2. Algoritmo de determinación de la energía efectiva.	29
3.5.3. Algoritmo para determinar el factor de calidad de radiación (K_Q)	30
3.5.4. Método N°2: Modelo numérico de Matsumoto, et al.	32
4. Resultados y Análisis	35
4.1. Calibración de dosímetros TL	35
4.2. Determinación de la energía efectiva.	35
4.2.1. Filtro de aluminio.	36
4.2.2. Filtro de cobre.	38
4.3. Determinación del factor K_Q	41
4.4. Estimación de la DGM.	43
4.4.1. Estimación de la DGM según el TRS 457.	43
4.4.2. Estimación de la DGM según el método propuesto por Matsumoto et. al.	44
5. Conclusiones	45
A. Solicitudes	47
A.1. Solicitud enviada al Hospital Privado Regional (HPR)	48
A.2. Solicitud enviada al Sanatorio San Carlos	49
A.3. Solicitud enviada al Instituto Materno Infantil (IMI)	50
A.4. Solicitud enviada al Sanatorio del Sol	51
Bibliografía	53

Índice de figuras

2.1. Esquema simplificado del modelo de bandas de energía del proceso de termoluminiscencia en una estructura cristalina. Imagen obtenida de la referencia [44].	7
2.2. Proceso de liberación que precede directamente a la observación de la señal luminosa. Imagen obtenida de la referencia [29].	8
2.3. Curva <i>glow</i> correspondiente al TLD-100. Imagen obtenida de la referencia [31]	9
2.4. Área bajo la curva <i>glow</i> presentada por el equipo lector de TLD Harshaw 3500 para TLD-100. Imagen tomada de la referencia [44].	13
2.5. Lector de TLD Harshaw 3500.	13
3.1. Fantoma de mama usado en la investigación.	18
3.2. Esquema de fantoma de mama con sus dimensiones. Vista frontal (a) y vista superior (b).	18
3.3. Imagen de las pastillas TLD-100 (a), de las cazoletas y vainas donde se colocan los dosímetros (b) y de los filtros de cobre utilizados (c).	19
3.4. Distribución de las pastillas TLD-100, para realizar la calibración, en la que se muestra la cantidad de TLDs usados en cada caso.	21
3.5. Se muestran a modo ilustrativo las condiciones de irradiación en zona controlada del reactor RA-6 para la calibración de los dosímetros TLD-100.	22
3.6. Procedimientos de armado de las cazoletas para la medición K_e en los diferentes nosocomios.	24
3.7. Esquema de la irradiación del fantoma. Imagen tomada de la referencia [5].	26
3.8. Procedimientos para la medición de K_e en cada nosocomio.	27
4.1. Curva de la energía efectiva [KeV] en función a la relación L_{Al}/L_{Pl} . Los puntos representan los valores de energía efectiva en función de la relación L_{Al}/L_{Pl} calculados teóricamente y la línea continua representa a la línea de tendencia de la curva que corresponde al polinomio obtenido.	37

- 4.2. Curva en el que se representa la energía efectiva en función de la relación L_{Cu}/L_{Pl} . Los puntos representan los valores de energía efectiva en función de la relación L_{Cu}/L_{Pl} calculados teóricamente. 39
- 4.3. Curva que representa el factor de corrección en función de la energía efectiva. Los puntos representan los valores f_{Er} calculados teóricamente en función de la energía efectiva y la línea llena representa a la línea de tendencia que corresponde al polinomio obtenido. 42

Índice de tablas

3.1. Parámetros obtenidos de los sistemas mamográficos empleados, todas las mediciones fueron hechas con rejilla y con una distancia foco-fantoma de 60 cm.	27
4.1. Resumen de la calibración realizada en aire con Cs-137.	35
4.2. Valores de la relación L_{Al}/L_{Pl} obtenidos de la determinación teórica para diferentes energías efectivas.	36
4.3. Tabla que muestra los valores de energía efectiva calculados con el algoritmo propuesto (obtenidos a partir de la relación de las lecturas L_{Al}/L_{Pl} medido en los diferentes nosocomios) y calculados con el método de Matsumoto et, al.	38
4.4. Datos obtenidos de la determinación teórica de las relaciones entre las lecturas con filtro de cobre y sin filtro (L_{Cu}/L_{Pl}) para diferentes energía efectivas.	38
4.5. Tabla que muestra los valores de energía efectiva calculados con el algoritmo propuesto (obtenidos a partir de la relación de las lecturas L_{Cu}/L_{Pl} medido en los diferentes nosocomios) y calculados con el método de Matsumoto et, al.	40
4.6. Datos de la determinación teórica del factor de corrección f_{Er} para diferentes energías efectivas.	41
4.7. Tabla con los factores de calidad de energía K_Q determinados para las diferentes exposiciones.	42
4.8. Determinación de la DGM usando el TRS 457 de la IAEA.	43
4.9. Determinación de la DGM y su incerteza, usando el TRS 457.	44
4.10. Comparación de los DGM, resultantes de aplicar cada método. Los valores de DGM obtenidos con el método de Matsumoto et al.	44

Resumen

La mamografía es un estudio específico del tejido mamario que utiliza Rx de bajas energías y permite detectar en forma temprana microcalcificaciones presentes en la mama. Un indicador importante, considerado en el control de calidad de los equipos de mamografía, es la dosis glandular media (DGM).

En este trabajo se realizaron mediciones experimentales en nosocomios de la ciudad de San Carlos de Bariloche para determinar el valor de la DGM en exámenes de mamografía convencional. Previamente se acondicionaron los elementos necesarios (dosímetros termoluminiscentes TLD-100 calibrados con una fuente de Cs-137, un fantoma de mama y un equipo lector Harshaw 3500). Estas tareas se llevaron a cabo en el Laboratorio de Dosimetría y Calibraciones de la División Protección Radiológica.

Para determinar la DGM se emplearon dos métodos: el establecido por el Informe Técnico TRS 457 (método experimental) del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y el propuesto por Matsumoto et al. (método numérico). Para aplicar el método del TRS 457 se desarrolló un algoritmo que permite estimar la energía efectiva del haz clínico de Rx utilizado cotidianamente en mamografía y con esa información determinar el factor de calidad de la radiación (K_Q). Para utilizar el método numérico de Matsumoto et al. se tomaron algunos parámetros físicos del mamógrafo (tensión aplicada [kVp], carga del tubo [mAs], distancia foco-fantoma [cm], espesor de mama comprimida [cm]).

Los valores de DGM obtenidos con ambos métodos se aproximan entre sí. Además, estos resultados muestran que las dosis estimadas están cercanos a los niveles de referencia establecidos por el Comité 3 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP): 1 mGy (sin rejilla) y 3 mGy (con rejilla).

Palabras clave: MAMOGRAFÍA, DOSIMETRÍA, CALIBRACIÓN

Abstract

Mammography is a specific study of breast tissue that uses low X-rays energies and allows early detection of microcalcifications present in the breast. An important indicator, considered in the quality control of mammography equipment, is the mean glandular dose (MGD).

In this work, experimental measurements were taken in hospitals of the city of San Carlos de Bariloche to determine the value of the MGD in conventional mammography exams. Previously, the necessary elements were conditioned (LiF100 thermoluminescent dosimeters calibrated with a Cs-137 source, a breast phantom and a Harshaw 3500 reader equipment). These tasks were carried out in the Laboratory of Dosimetry and Calibrations of the Radiological Protection Division.

To determine the MGD, two methods were used: the one established by the Technical Report TRS 457 of the International Atomic Energy Agency (IAEA) and the one proposed by Matsumoto et al. (numerical method). To apply the TRS 457 method, an algorithm was developed to estimate the effective energy of the clinical X-ray beam used daily in mammography and with that information determine the radiation quality factor (K_Q). To use the numerical method of Matsumoto et al. some physical parameters of the mammograph were taken (peak voltage [kVp], tube load [mAs], focus-phantom distance [cm], compressed breast thickness [cm]).

The MGD values obtained with both methods approximate each other. In addition, these results show that the estimated doses are close to the reference levels established by Committee 3 of the International Commission for Radiological Protection (ICRP): 1 mGy (without grid) and 3 mGy (with grid).

Keywords: MAMMOGRAPHY, DOSIMETRY, CALIBRATION

Capítulo 1

Introducción

La mamografía es un examen de diagnóstico importante para la detección temprana del cáncer de mama. Su importancia radica en que este examen permite mejorar el pronóstico y la supervivencia de los pacientes que presentan dicho diagnóstico.

El cáncer de mama se ha convertido en la principal causa de muerte en mujeres del mundo. Se estima que mundialmente se producen alrededor de 1.200.000 casos nuevos por año y más de 500.000 muertes anuales [1]. No es una enfermedad privativa de las mujeres: en hombres, el porcentaje de carcinoma de mama es del 1 %. En Argentina, cada año mueren aproximadamente 5.400 mujeres y se estima que se diagnostican alrededor de 17.000 nuevos casos [1], motivo por el cual se ha convertido en un importante problema de Salud Pública. Por ello, los programas de prevención tanto nacionales como provinciales se apoyan en las mamografías por ser un procedimiento de bajo costo y relativamente de fácil acceso para la población en general.

La Sociedad Americana contra el Cáncer (ACS, *American Cancer Society*) recomienda, para la detección temprana del cáncer de mama y como método preventivo en mujeres asintomáticas (sin antecedentes personales ni familiares de cáncer de mama) entre 40 y 44 años de edad, la realización de un estudio mamográfico opcional cada año y a las mujeres entre 45 y 54 años de edad, una mamografía anual [2]. Para el cáncer de mama, la detección temprana es fundamental porque los tumores de menos de un centímetro de tamaño tienen hasta un 90 % de probabilidades de curación [3].

El objetivo de la mamografía es obtener imágenes que aporten la máxima visibilidad de la anatomía de la mama y de los signos de patología sin someter a los pacientes a una exposición a las radiaciones ionizantes mayor de la necesaria.

Un indicador importante, que es considerado en el control de calidad de los equipos de mamografía, es la dosis glandular media (DGM). La DGM se define como la dosis media absorbida en el tejido glandular mamario [4]. Es una cantidad dosimétrica que mejor expresa la exposición de los pacientes a la radiación y se la considera una magnitud adecuada para el estudio comparativo de los riesgos en diferentes estudios

de mamografía [5]. La DGM no se puede medir directamente ya que se absorbe en el interior de la mama, por lo que se debe estimar a partir de la tensión de trabajo del tubo de Rx [6] y de los otros factores de exposición utilizados para obtener la imagen [7]. También se puede estimar a partir de la medición del Kerma en aire en superficie de entrada (K_e) que es el kerma medido en aire libre (sin retrodispersión) en un punto del plano correspondiente a la superficie de entrada de un objeto determinado, en este caso, la mama del paciente o el fantoma de mama [5].

Para obtener la mejor calidad de imagen con la menor exposición posible del paciente a la radiación, es necesario optimizar cada estudio seleccionando los parámetros de imagen más adecuados. [8]

1.1. Objetivos

Los objetivos del presente trabajo de investigación son:

1.1.1. Objetivo general

- Estimar la dosis glandular media en exámenes de mamografía convencional en nosocomios ubicados en la ciudad de San Carlos de Bariloche.

1.1.2. Objetivos específicos

- Comparar diferentes metodologías existentes, teóricas y experimentales, para el cálculo de la dosis glandular media.
- Evaluar la competencia de un algoritmo de cálculo de energía efectiva para haces clínicos utilizados en mamografía.

Capítulo 2

Marco teórico

2.1. Cáncer de mama

La Organización Mundial de la Salud (OMS)[9] define al cáncer como “ un proceso de crecimiento y diseminación incontrolado de células ”, que produce una enfermedad debido a que presentan las siguientes características:

- Capacidad para elaborar sustancias con actividad biológica nociva.
- Capacidad de expansión local.
- Potencialidad de invasión y destrucción de los tejidos adyacentes o a distancia.

El cáncer de mama ocurre cuando las células mamarias proliferan sin control y forman un tumor maligno. Los carcinomas de mama presentan un amplio rango de fenotipos morfológicos y tipos histológicos específicos que tienen características clínicas diferentes [10]. A su vez puede ser *in situ* (limitado a los conductos y lóbulos, sin capacidad de metastatizar) o invasor (penetrar más allá de la membrana, con posibilidad de metástasis) [11].

2.1.1. Factores de riesgo

Existen diferentes estudios descriptivos realizados para determinar los factores de riesgo en la ocurrencia del cáncer de mama [12]; entre ellos se describen los siguientes: edad avanzada del individuo, menstruación temprana, edad avanzada en el momento del parto o no haber dado a luz nunca, antecedentes personales o familiares de cáncer de mama o de enfermedad benigna (no cancerosa) en la mama, madre o hermana con cáncer de mama, tratamiento con radioterapia dirigida a la mama/pecho, tejido de la mama que muestra ser denso en una mamografía, ingesta de hormonas tales como estrógeno y progesterona, consumir bebidas alcohólicas, entre otros [13] .

2.2. Mamografía

Diversas investigaciones y estudios continúan demostrando que la mamografía es el método más eficaz para detección de cáncer de mama [14–16]. Ensayos clínicos aleatorios muestran una reducción de la mortalidad por cáncer de mama con el uso de esta tecnología, oscilando entre el 18 % y el 30 % dependiendo de la edad de las mujeres. Los tumores detectados tienden a ser de menor tamaño y estadificación más baja que los diagnosticados tras la exploración física, lo que mejora el pronóstico y la sobrevida de los pacientes [17].

La mamografía consiste en un estudio de exploración diagnóstica mediante el cual se obtienen imágenes radiográficas de la totalidad de la glándula mamaria, con la finalidad de detectar patologías mamarias, mediante la emisión de rayos x (Rx) que proveen información sobre los tipos de tejidos en los senos o mamas. La glándula mamaria está compuesta básicamente por dos tipos de tejidos, el adiposo y el tejido conectivofibroso [2]. Se sabe que el tejido canceroso es más denso que los tejidos normales. Gracias a las diferencias de atenuación de los Rx entre tejidos normales y cancerosos es posible detectar patologías mamarias [18].

Sin embargo los Rx generan una dosis en el tejido y por ende un riesgo radiológico. Estos valores de dosis han de ser controlados y optimizados para asegurar que el riesgo que conlleva su utilización sea tan baja como sea razonablemente alcanzable cumpliendo con el principio de optimización de la Protección Radiológica [19, 20].

Con los años se ha mejorado considerablemente la calidad de la imagen mamográfica, no obstante persisten limitaciones diagnósticas en la misma, especialmente las debidas a un menor contraste cuando la exposición o el procesador tienen pobre densidad óptica entre la lesión mamográfica y el tejido circundante [21].

2.2.1. Desarrollo de la mamografía a lo largo del tiempo

Los primeros mamogramas de Rx se realizaban con una película de exposición directa. Para ello se requería de una alta tasa de radiación, además producía imágenes de bajo contraste y mala calidad diagnóstica. Por ello, las mamografías realizadas entre los años 1950 y 1960 no fueron muy útiles para la detección temprana del cáncer de mama.

El proceso xeroradiográfico es una técnica para realizar mamografías, donde se registra la imagen radiológica mediante procedimientos eléctricos en lugar de procedimientos químicos [22]. Fue muy popular en los años setenta y principios de los ochenta, sin embargo producía alta dosis entregada a la piel comparado con las mamografías de hoy en día. A mediados de los ochenta cambió la práctica de la mamografía con los equipos de alta resolución y notable mejoría de las películas [18, 23]. En Diciem-

bre de 1999 la FDA (*Food and Drugs Administration*) aprobó el primer sistema de mamografía digital, el cual surgió con la intención de superar las limitaciones de la mamografía analógica [24].

Debido a los riesgos de la radiación ionizante, son esenciales las técnicas que minimizan la dosis y optimizan la calidad de la imagen y esto conlleva a :

- El refinamiento del equipo dedicado de la radiografía.
- Uso de tubos especializados de mamografía.
- Dispositivos de compresión.
- Rejillas anti-dispersión.
- Fototimers.
- Sistemas de detección.

2.2.2. Mamografía digital.

Un mamógrafo digital consiste en un sistema modular con la misma apariencia de un mamógrafo convencional cuyo portachasis ha sido sustituido por un detector digital no móvil. Se diferencia de la mamografía analógica en que produce imágenes de Rx de la mama usando detectores digitales en vez de película radiográficas. La adquisición de la imagen, el procesamiento posterior, la lectura radiológica y el archivado se realizan digitalmente, lo que permite optimizar cada uno de estos procesos. Por ello el desarrollo de esta tecnología supone un gran avance y una mejora en la calidad y seguridad de los estudios diagnósticos, al evitar repeticiones y proyecciones adicionales [21].

El detector digital o Flat Panel transforma los fotones de Rx que emergen de la mama en una señal digital. Dicho detector contiene una capa de Ioduro de Cesio (que convierte dichos fotones en señal luminosa (luz visible)), y Silicio amorfo que transforma esta señal en una señal eléctrica. El responsable de la resolución del equipo es el detector y el número de píxel del mismo [23].

El sistema permite manipular la imagen, ampliando e invirtiendo la misma, o bien variando el brillo y el contraste. También permite el almacenamiento de imágenes en un sistema de archivo electrónico. La visualización del detalle fino en las imágenes de mamografía es fundamental en la detección precoz del cáncer de mama. La técnica digital y el sistema electrónico utilizado en el detector, consiguen un alto contraste obteniéndose imágenes de muy buena calidad. El Silicio amorfo del detector digital proporciona excelente resolución espacial de la imagen. Con ello se ha conseguido superar ampliamente a la mamografía convencional [25].

2.2.3. Control de calidad en Mamografía

Dentro de un programa de aseguramiento de la calidad, “el control de calidad aplicado al radiodiagnóstico comprende las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de niveles óptimos de todas las características que pueden definirse, medirse y controlarse” [26].

Un programa de control de calidad debe asegurar la mejor calidad de imagen con la mínima dosis otorgada a la mama, de aquí la conveniencia de comprobar regularmente los parámetros importantes relacionados. Un parámetro de importancia considerado en el control de calidad de los equipos de mamografía es la dosis glandular media (DGM), una cantidad que expresa la exposición de los pacientes a la radiación. Su uso proviene de asumir que la parte más sensible a los efectos de la radiación es el tejido glandular de la mama. A la DGM se la considera una magnitud adecuada para el estudio comparativo de los riesgos en diferentes estudios de mamografía [5].

Además los estudios de mamografía deben realizarse bajo los principios de protección radiológica para mantener los valores adecuados de riesgo-beneficio. Es necesario tener valores de referencia apropiados de la dosis absorbida por la mama cuando el paciente es sometido a un estudio mamográfico, porque sin las medidas adecuadas de protección radiológica, toda prueba aumenta la probabilidad de ocurrencia de efectos estocásticos en el paciente [27, 28]. El Comité 3 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) define dos valores de niveles de referencia ¹: 1 mGy (sin rejilla) y 3 mGy (con rejilla) [29].

2.3. Detectores termoluminiscentes

Los detectores termoluminiscentes (TLD, en inglés *Thermoluminescent Detector*) son detectores pasivos e integradores que permiten realizar la determinación de dosis y discriminar las componentes de distintos campos de radiación. El fundamento de su uso está basado en el fenómeno de luminiscencia.

La dosimetría por termoluminiscencia (TL), se basa en la capacidad de ciertos cristales que, al recibir radiación ionizante o ultravioleta, almacenan en “trampas” naturales o artificiales de su red cristalina a electrones que fueron liberados por las radiaciones. Estos electrones mediante una adecuada excitación térmica, se vuelven a emitir en forma de radiación electromagnética, principalmente en longitudes de onda en el rango de la luz visible.

La luz emitida es proporcional a la dosis de radiación recibida por el material TL y se puede medir en un lector de TLD [30].

¹Niveles de referencia para diagnóstico: son valores de magnitudes medibles por encima de los cuales debería tomarse alguna acción o decisión específica. No proporcionan una línea divisoria entre la “buena” y la “mala” medicina (ICRP 105).

2.3.1. Fenómeno de termoluminiscencia: Modelo simplificado

Para que el fenómeno de termoluminiscencia se lleve a cabo son necesarios los siguientes elementos:

- Material TL debe ser semiconductor.
- El material TL debe haber absorbido energía en algún momento durante la exposición a la radiación.
- El calentamiento del material TL debe producir emisiones de luminiscencia.

En la figura 2.1 se muestra un modelo simple del fenómeno de termoluminiscencia. En un cristal los estados de energía pueden ser representados en el eje de ordenadas con energía creciente hacia arriba: la irradiación produce electrones libres y huecos llamados también portadores de carga, se forman porque la radiación ionizante excita un electrón fuera de la banda de valencia hacia la banda de conducción dejando un hueco en la banda de valencia.

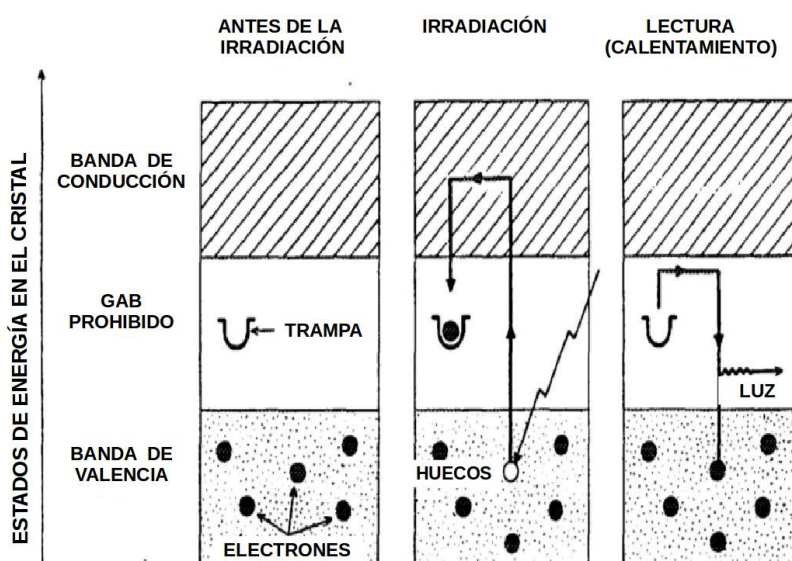


Figura 2.1: Esquema simplificado del modelo de bandas de energía del proceso de termoluminiscencia en una estructura cristalina. Imagen obtenida de la referencia [44].

Los electrones son libres de viajar a través de los sólidos en la banda de conducción durante un corto periodo de tiempo. En última instancia pueden ser atrapados en defectos (es decir, trampas) o volver a caer en la banda de valencia emitiendo radiación (proceso denominado fluorescencia) o no radiativamente con los huecos, o ser capturado en centros luminiscentes ya activados como resultado de la irradiación. El calentamiento del cristal otorga a los electrones atrapados en las tramas suficiente energía para escapar hacia la banda de conducción, donde son libres de viajar y tienen tres posibles destinos nuevamente:

- Ser atrapados en defectos.
- Caer en la banda de valencia y recombinarse radiativa o no radiativamente con agujeros.
- Recombinarsé radiativamente en un centro luminiscente activado como resultado de la irradiación.

La luz emitida por el último proceso es la termoluminiscencia.

2.3.2. Curva *glow* de termoluminiscencia

A la señal TL en función de la temperatura se le denomina espectros de termoluminiscencia o curva *glow*, la cual consiste en diferentes picos de TL. Cada pico corresponde a un estado de energía diferente en el cristal, y depende del material TL (naturaleza y procedimientos de recocido) y de la fuente de irradiación. El proceso de liberación que precede directamente a la observación de la señal luminosa, se puede ver en la figura 2.2:

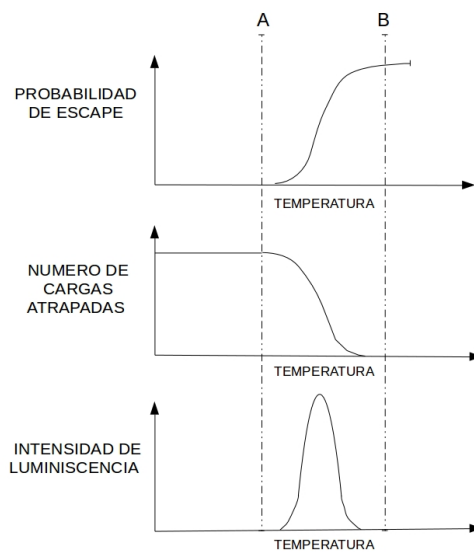


Figura 2.2: Proceso de liberación que precede directamente a la observación de la señal luminosa. Imagen obtenida de la referencia [29].

Se puede demostrar que la probabilidad de escape (probabilidad de que los electrones se liberen de las trampas) en función de la temperatura del cristal es casi nula a bajas temperaturas [31]. Los portadores de carga no tienen suficiente energía cinética para escapar del pozo de potencial de los centros de trampa. A medida que se incrementa la temperatura, la probabilidad de liberación también aumenta y una fracción de los portadores de carga llega a los centros de recombinación. La intensidad luminosa

llega a un máximo y luego disminuye debido al decremento en la población de cargas atrapadas.

La curva *glow* está controlada por la liberación de los portadores de carga de las trampas y no por las propiedades de los centros de luminiscencia y es caracterizada por: la temperatura de la máxima emisión de luz, la profundidad de la trampa o energía de activación y el factor de frecuencias que indica la probabilidad de escape del pozo de potencial.

Después de leer el material TL, el mismo queda listo para su reutilización. Sin embargo requiere un tratamiento de calentamiento especial llamado recocido para restaurarlo a su estado original. Cuando este tratamiento no se realiza, la sensibilidad ² y el fondo ³ de los dosímetros TL están considerablemente alterados y sus propiedades dosimétricas no permanecen constantes [32].

2.3.3. Detector termoluminiscente como dosímetro

En este trabajo se usaron cristales de LiF:Mg,Ti (TLD-100) enriquecido con Li-7 (99,93 % de Li-7 y 0,07 % de Li-6), usados en el monitoreo de exposición en dosimetría personal [33], por las propiedades que presentan tales como: respuesta lineal con la exposición, buena respuesta a baja dosis, buena independencia energética y poseen la sensibilidad adecuada para medir con fiabilidad en el rango del Gray [33].

Se presenta en la figura 2.3 la curva *glow* correspondiente al TLD-100 obtenida de un equipo lector Harshaw 3500 para irradiación en campos gamma.

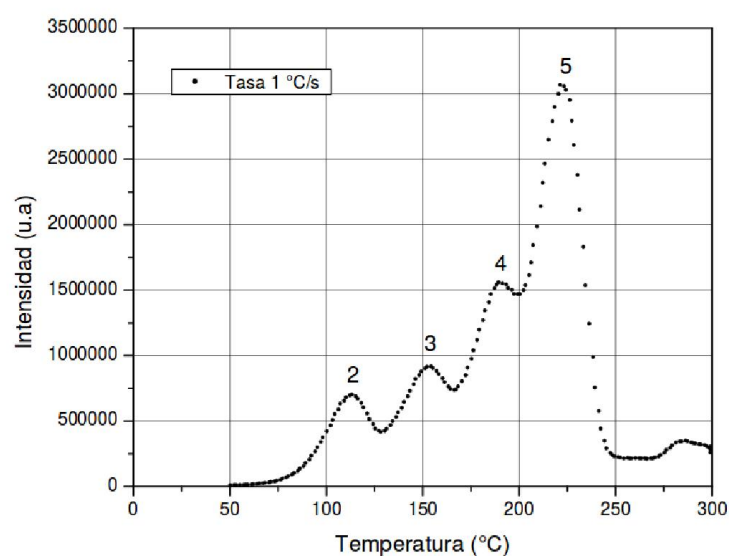


Figura 2.3: Curva *glow* correspondiente al TLD-100. Imagen obtenida de la referencia [31]

Las alturas absolutas y relativas de los picos de la curva *glow* dependen de la

²Cantidad de luz emitida por el material por unidad de exposición.

³Información que contiene naturalmente el dosímetro sin haber sido irradiado.

transferencia lineal de energía o LET (*linear energy transfer*). La respuesta de dosis absoluta es lineal hasta 10 Gy aproximadamente. Dosis absorbidas mayores a 10 Gy producen en el detector un daño por radiación permanente y una pérdida irreversible de sensibilidad.

Para los diferentes cristales de LiF el *fading* (pérdida de información) es de menos del 1% por mes aproximadamente y disminuye cuando las condiciones de lectura y recocido son correctos [34, 35].

2.3.4. Características y especificaciones

Resulta necesario definir algunos términos para la comprensión de los requisitos de eficiencia de los materiales TL.

Umbral de detección

Se define como la dosis más pequeña, que puede ser medida significativamente, respecto a la dosis cero de un dosímetro no irradiado. Esta luminiscencia es similar a la espuria observada en algunos materiales, por lo que es conveniente utilizar atmósfera inerte (por ejemplo Nitrógeno) al efectuar las lecturas [36]. El umbral depende de cierto número de fenómenos parásitos que intervienen en la aparición de una pre-dosis aparente, estos son:

- La corriente oscura del fotomultiplicador.
- La emisión luminiscente de la plancheta de calentamiento.
- La emisión triboluminiscente ⁴.
- El fondo remanente.

Sensibilidad

La sensibilidad de un material TL puede definirse como la cantidad de luz emitida por el material por unidad de exposición, y está determinada por su eficiencia TL intrínseca, transformada en fotones luminosos [36]. La determinación de este parámetro es complicada ya que depende de las características del lector tales como la respuesta espectral del tubo fotomultiplicador, el coeficiente de amplificación electrónica, etc. y de las características físicas del material TL, especialmente de su transparencia óptica. La sensibilidad de un material TL puede incrementarse al introducir un elemento extraño en la estructura cristalina del compuesto original, el cual funciona como activador del fenómeno [33].

⁴Emisión de luz posterior a una deformación o a una fractura via térmica.

Desvanecimiento (del inglés: *fading*)

Después de exponer un material TL a la radiación ionizante, la medida latente de la dosis absorbida se relaciona con el número de portadores de carga que permanecen en los diferentes niveles de atrapamiento. La liberación no intencional de estos entes móviles antes del proceso de lectura, se denomina desvanecimiento o *fading*. Esto puede deberse a la liberación de los portadores de carga estimulada por medios térmicos, ópticos o por una combinación de ambos [36].

Reproducibilidad

La reproducibilidad de un dosímetro TL significa, idealmente, que debe obtenerse siempre la misma lectura al irradiar un mismo dosímetro a la misma dosis, un determinado número de veces. Este aspecto no solo afecta al material dosimétrico empleado sino que debe ser exigido a todo el sistema de medida. Se han reportado una incertidumbre en las lecturas entre 2 - 3 % [37, 38].

2.3.5. Influencia de las condiciones ambientales

Las condiciones ambientales influyen en la respuesta de los cristales TL, por ello se debe tener particular cuidado con diversos factores potencialmente perjudiciales tales como [39]:

Temperatura

La temperatura tiene un efecto directo sobre la estabilidad de la información contenida en un material TL. Si los detectores son irradiados o mantenidos a una temperatura superior a la ambiente ($> 25^{\circ}\text{C}$) deberán seleccionarse materiales con trampas más profundas que serán los que presenten mayor estabilidad a temperaturas que superan la temperatura ambiental [40].

Humedad

La humedad ambiental altera la superficie de algunos cristales y modifica su transparencia y por consiguiente su sensibilidad. Este fenómeno es importante para algunos materiales TL higroscópicos como el $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ [41].

Efecto de la luz

Este efecto se puede manifestar de dos maneras: generando un aumento de la señal de fondo, cuando la energía absorbida es suficiente para hacer que los portadores de

carga llenen algunas trampas, y/o el desvanecimiento de la información por simulación óptica de los portadores de carga retenidos en las trampas [39].

2.3.6. Propiedades del material termoluminiscente (TLD-100).

El Fluoruro de Litio es el material termoluminiscente más utilizados en dosimetría de las radiaciones ionizantes, debido a su gran sensibilidad, linealidad, equivalencia a tejido humano ($Z_{\text{ef}} = 8,2$ y densidad $2,64 \text{ g.cm}^{-3}$), reproducibilidad en su respuesta después de ser sometidos a tratamientos térmicos convencionales, así como una buena estabilidad química y baja toxicidad [42]. Posee una gran dependencia con la energía de la radiación, especialmente para bajas energías. Es ampliamente utilizado para la dosimetría personal y se puede encontrar en muchas formas como pellets, cristales individuales, barras, polvos, cintas y gel. Su desvanecimiento térmico es del orden del 5 % en un año [34, 43].

LiF:Mg,Ti (TLD-100) es uno de los dosímetros comerciales más utilizados, en dosimetría personal, están dopados con Mg y Ti, el papel del Mg es fundamental en la formación de trampas para electrones [44]. Los iones de Mg^{+2} en combinación con ciertos defectos de la red, tales como vacantes de cationes (-), provocan un exceso de la carga positiva. La atracción coulombiana con los vecinos más próximos da lugar a dipolos que, bajo ciertas condiciones térmicas, pueden agregarse formando complejos que constituirán trampas para electrones responsables de los diferentes picos de luz. Por otro lado, el Ti está relacionado con los centros de recombinación. Aunque el mecanismo no se conoce completamente, se sabe que la intensidad de la termoluminiscencia depende de la cantidad de Ti y su distribución en el cristal [43].

Debido a la existencia de trampas en el cristal de LiF, la intensidad TL, como una función de la temperatura, tiene una serie de picos de incandescencia. La altura del pico inicialmente se eleva de manera exponencial, alcanza un máximo y luego se reduce, y a mayor cantidad de trampas se produce mayor resplandor. El pico principal que se utiliza para la medición de la dosis es el pico número 5 [45] como se observa en la figura 2.3.

El calentamiento y la recolección de la luz se realizan en un sistema de lectura llamado *reader* [46], utilizando para ello un lector de TLD. El usado en este trabajo corresponde a la marca Harshaw 3500 y está compuesto principalmente por dos componentes principales:

- Un sistema de calentamiento.
- Un detector de luz emitida.

El material termoluminiscente es colocado en una plancheta de acero inoxidable o bandeja para su calentamiento en una atmósfera inerte de gas (nitrógeno) durante

su lectura. El nitrógeno ayuda a mejorar la precisión de la lectura y aumentar la vida útil de la plancheta y además al fluir alrededor del área de la plancheta elimina la señal de TL inducida por oxígeno no deseado. El nitrógeno también fluye a través de la cámara del tubo fotomultiplicador para eliminar la humedad causada por la condensación [47, 48]. La temperatura de calentamiento de la plancheta está controlada por una termocupla solidaria a la misma. En la figura 2.4 se puede ver la curva *glow* de un TLD-100 obtenida con el equipo Harshaw 3500. El área bajo la curva *glow* representa la energía de radiación y corresponde a la dosis absorbida por el material. En la figura 2.5 se muestra el equipo Harshaw 3500 utilizado para leer los dosímetros.

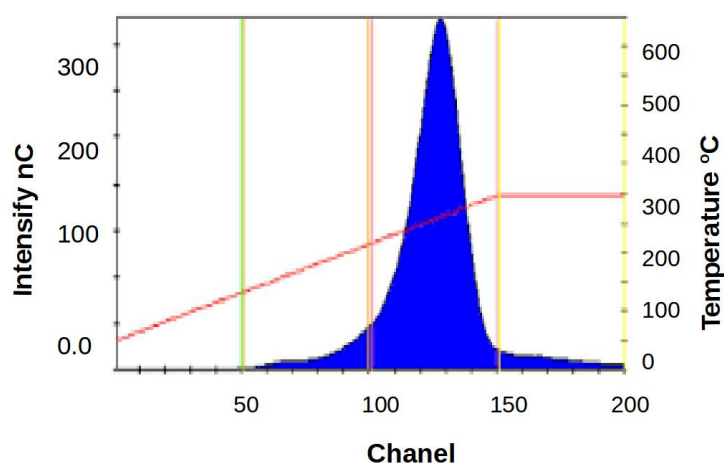


Figura 2.4: Área bajo la curva *glow* presentada por el equipo lector de TLD Harshaw 3500 para TLD-100. Imagen tomada de la referencia [44].



Figura 2.5: Lector de TLD Harshaw 3500.

En algunos casos el calentamiento se realiza por gas caliente o radiación de radiofrecuencia. La luz emitida por el TLD pasa a través de un sistema óptico que consiste en una lente colectora y un filtro infrarrojo que focaliza la luz en el fotocátodo del

fotomultiplicador. El fotomultiplicador debe ser elegido de forma tal que presente su máxima eficiencia a las longitudes de onda (emitidas por la muestra) involucradas en la medición [49]. Existen dos técnicas básicas para evaluar la señal de luz emitida por la muestra, la integración de carga y el conteo de fotones en forma individual. En esta última, el pulso del fotomultiplicador (debido a una interacción simple del fotón TL con el fotocátodo) es nuevamente amplificada e introducida a través de un discriminador rápido (para eliminar los ruidos de pulsos dinódicos) antes de ser analizados por un analizador multicanal en el modo multiescala. En esta técnica, la curva *glow* se conforma con el número de fotones contados en función del tiempo [35]. Los parámetros importantes que deben ser tomados en cuenta ante la lectura de un dosímetro termoluminiscente son:

- La alta tensión que alimenta el fototubo.
- La temperatura máxima a la que debe llegar la muestra.
- La velocidad de calentamiento.
- El tiempo de lectura o de integración de luz emitida.
- El flujo de nitrógeno.

2.4. Dosimetría de radiación en mamografía

La dosis en la mama de un paciente viene determinada por una combinación de tres factores: características del equipo utilizado, parámetros técnicos seleccionados para el examen, y el tamaño y la densidad de la mama del paciente.

Normalmente el haz de radiación de cada equipo de mamografía está calibrado de manera que administre una dosis absorbida específica y conocida a una mama de referencia (de tamaño medio) al radiografiarla con unos parámetros técnicos específicos. En estas condiciones de referencia, los principales factores que determinan la dosis son la sensibilidad de los receptores de imagen (la combinación de película y pantalla, las características de los receptores digitales de imagen) y el ajuste del control automático de exposición (AEC).

Generalmente, para una determinada densidad óptica, la dosis aumenta al aumentar el tamaño y la densidad de la mama [5]. En cuanto a los aspectos técnicos, los factores que más influyen en la dosis son la selección del valor de voltaje [kV] (dentro de un intervalo típico de 24 kV a 32 kV) y la combinación de ánodo y filtro. Para aumentar el contraste de la imagen se utilizan valores de kV más bajos, pero esto no proporciona la suficiente penetración a través de un tejido mamario muy denso o muy grueso, en cuyo caso es necesario utilizar valores de kV más altos. Si se reduce el valor de kV en un

determinado examen, esto obliga a incrementar el valor de mAs (producto corriente-tiempo) para obtener la exposición necesaria al receptor de imagen. La combinación de la reducción de kV y el incremento de mAs da lugar a dosis más altas. Generalmente la dosis aumenta al aumentar el tamaño y la densidad de la mama, debido a que se necesita una mayor cantidad de radiación para penetrar el tejido mamario y exponer el receptor de imagen.

La DGM es una cantidad relacionada con el riesgo radiológico y no es posible medirla directamente. Sin embargo se puede estimar a partir del kerma incidente (K_i) aplicando algunos coeficientes de conversión [5]. Los niveles de referencia para la DGM en mamografía establecidos por el Comité 3 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) son 1 mGy (sin rejilla) y 3 mGy (con rejilla) [29]. Estos niveles de dosis se usan como referencia en el siguiente trabajo para comparar los valores obtenidos en las mediciones hechas en los diversos nosocomios.

Según el protocolo TRS 457 de la IAEA [5] se pueden usar dos métodos para la determinación de K_i [5]: el primero usa parámetros de exposición utilizados para obtener la imagen en el paciente; el segundo método hace el uso de un maniquí de una mama típica.

En el presente trabajo se usará un maniquí de mama para la determinación del kerma en superficie de entrada (es decir, sin retrodispersión) haciendo uso de TLDs TLD-100 a partir de la cual se podrá calcular el K_i para posteriormente obtener la DGM [50].

Capítulo 3

Materiales y Métodos

Este trabajo consta de dos etapas: la primera etapa se llevó a cabo en el Laboratorio de Dosimetría y Calibraciones de la División Protección Radiológica y la segunda etapa se realizó en cuatro instituciones de salud de la ciudad de San Carlos de Bariloche.

3.1. Características del fantoma

Los fantomas antropomórficos, contruidos a partir de materiales de tejido equivalente, históricamente se han utilizado para proporcionar una representación física de la anatomía y características del cuerpo para estudios de dosimetría de radiación. De particular interés para esta investigación es el uso de un fantoma de mama para medir el kerma en aire en superficie de entrada, producido por equipos de Rx usados en mamografía [\[51\]](#).

El fantoma utilizado para la determinación del kerma en aire en superficie de entrada (K_e) y posteriormente la DGM es de material PMMA (polimetilmetacrilato) de 43 mm de espesor que simula una mama “estándar” con una glandularidad del 50 %. El fantoma fue construido con materiales provistos por el Laboratorio de Dosimetría y Calibraciones de la División Protección Radiológica, teniendo en cuenta las consideraciones mínimas (espesor, material de construcción) necesarias para realizar mediciones y posterior estimación de la DGM, características descritas en el TRS 457 de la IAEA [\[5\]](#). El fantoma y las dimensiones consideradas se pueden ver en las figuras [3.1](#) y [3.2](#) respectivamente.

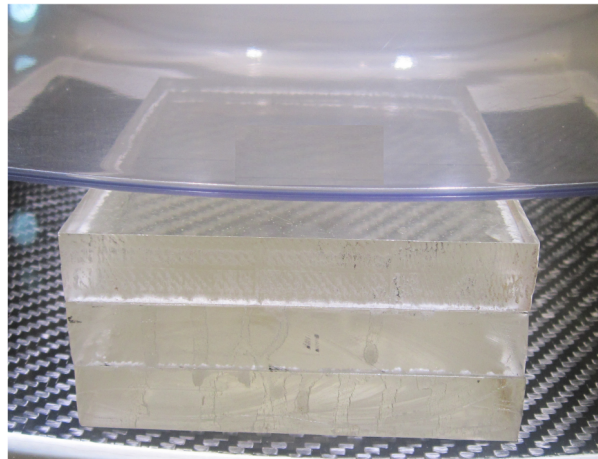


Figura 3.1: Fantoma de mama usado en la investigación.

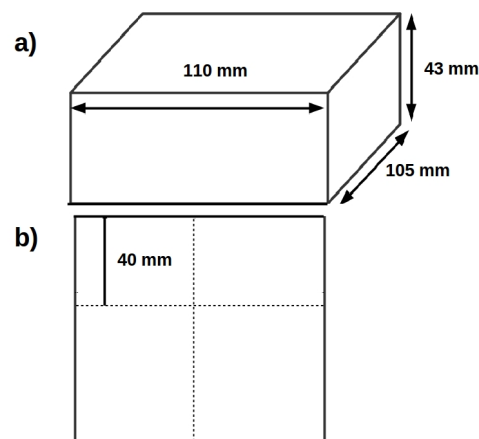


Figura 3.2: Esquema de fantoma de mama con sus dimensiones. Vista frontal (a) y vista superior (b).

3.2. Características de TLD, fuentes de radiación y equipo de medición.

3.2.1. Dosímetros TL

Para el desarrollo de este trabajo, se usó un total de 77 pastillas TLD-100. En la figura 3.3 se muestran las pastillas TLD-100, así como los accesorios que las acompañan los cuales son: la cazoleta de plástico (dentro de la cual se colocan las pastillas de TLD-100), las vainas de plástico (dentro de la cual son colocadas las cazoletas), y finalmente los filtros de cobre y filtros de aluminio.

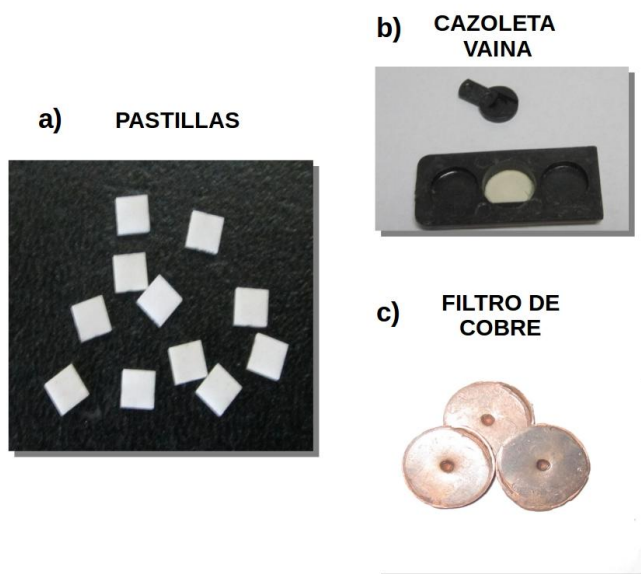


Figura 3.3: Imagen de las pastillas TLD-100 (a), de las cazoletas y vainas donde se colocan los dosímetros (b) y de los filtros de cobre utilizados (c).

Se mencionan las principales características de las pastillas TLD-100 utilizados:

- Manufactura: detector en formato de pastilla TLD-100 de Harshaw.
- Cantidad de elementos: 77 pastillas TDL-100.
- Dimensiones de los cristales: $3,175 \times 3,175 \times 0,035 \text{ mm}^3$.

Para realizar el presente trabajo usamos filtros de aluminio y filtros de cobre con el fin de determinar la energía media.

3.2.2. Lector de dosímetros

Las lecturas de los TLDs se realizaron en un lector de la marca Harshaw 3500 (ver figura 2.5) de las siguientes características:

- Modo de operación manual.
- Capacidad: 1 TLD por carga.
- Adecuado para uso con dosímetros de distintos tipos de formato (chips, rods, microcubos o polvo) para protección radiológica y/o dosimetría ambiental.
- Utilización de gas nitrógeno de alta pureza presurizado a 2 bar .
- Alimentación de 220 V y corriente alterna de 60 Hz.
- Opciones para fijar el perfil de calentamiento de las muestras de 15°C a 420°C .

- El software de operación permite programar los perfiles de temperatura, realizar las lecturas, almacenarlas e imprimir los resultados por impresoras estándares, así como la visualización e impresión de las curvas de brillo.
- Linealidad del sistema de detección de luz es $< 1\%$.
- Estabilidad del sistema de detección de luz $< 1,0\ \mu\text{Gy}$.
- Estabilidad del test de luz $< 0,5\%$.
- Sustracción automática de fondo.
- La precisión del control del sistema de calentamiento es $\pm 1^\circ\text{C}$, la temperatura máxima es $\geq 600^\circ\text{C}$, la temperatura de precalentamiento de 15 a 400°C , tiempo de precalentamiento de 0 a 9 seg, la temperatura de adquisición programable en el rango 15 a 400°C , la rampa de calentamiento de $1^\circ\text{C}/\text{seg}$ a $50^\circ\text{C}/\text{seg}$ y la temperatura de precocido variable en el rango de 15 a 400°C .
- Las unidades de medición del equipo son: nC, mrad, mrem, mGy, Gy, Sv, mSv.
- Fuente de alto voltaje de 500V a 1200V y estabilidad de la fuente de alto voltaje.

3.2.3. Fuente de irradiación

La fuente para producir los haces de radiación γ que se usó fue Cs-137, la cual se encuentra almacenada en la zona controlada del Reactor Nuclear de Investigación RA-6 emplazado en el Centro Atómico de Bariloche. Las principales características de la fuente se mencionan a continuación:

Fuente de Cs-137:

- Actividad y fabricante : 1.0 Ci y Amersham X.19 Capsule S.N. 0319 GN Cs-137.
- Tasa de exposición a 1 metro: 175 mR/hr
- Fecha de calibración: 7 de mayo de 1981

3.3. Calibración de los TLD-100

La calibración de los dosímetros se hace con el fin de obtener un factor de calibración. En este trabajo se utilizó la fuente descrita en el apartado 3.2.3. Para ello previamente los dosímetros TL son recocidos para eliminar toda la información que puedan tener almacenada. Posteriormente se los irradia a dosis conocidas, finalmente se leen y con los datos obtenidos se calcula el factor de calibración.

3.3.1. Recocido de los TLDs:

Antes de usar los dosímetros es necesario extraer toda la información que pudieran albergar en su estructura, para lo cual se aplican a todas las pastillas, un recocido con las siguientes características:

Se colocan todas las pastillas TLD-100 en una placa petri en el horno a 400°C por una hora. Luego los dosímetros son transferidos a otra placa petri que está a temperatura ambiente (23°C) y se los coloca en otro horno a 100°C por dos horas. Finalizadas estas dos etapas, los dosímetros se colocan en una tercera placa petri a temperatura ambiente y son almacenados por 24hs en un armario al abrigo de la luz (oscuras). Pasadas las 24hs los TLDs se colocan dentro de una cazoleta y se organizan para ser irradiados con una geometría homogénea y uniforme.

3.3.2. Irradiación de los TLDs:

Los dosímetros fueron irradiados con la fuente de Cs-137 a un metro de la misma por un tiempo necesario para entregar 1 mGy y 10 mGy, en la zona controlada del Reactor de Investigación RA-6.

La calibración se hizo en la magnitud kerma en aire (sin retrodispersión), según lo estipula el TRS 457 [5], para posteriormente obtener el factor de calibración. Los valores de kerma en aire fueron: 0mGy (fondo), 1mGy y 10mGy . Para ello la actividad de la fuente fue corregida a la fecha de irradiación luego de lo cual se calculó el tiempo necesario para entregar 1mGy y 10mGy .

Antes de realizar la irradiación con la fuente de Cs-137, las pastillas TLD-100 fueron divididas en tres grupos, el primero no fue irradiado (fondo) el segundo y tercero fueron irradiados hasta lograr un valor de kerma en aire de 1mGy y 10mGy respectivamente. El arreglo de las pastillas se observa en la figura 3.4:

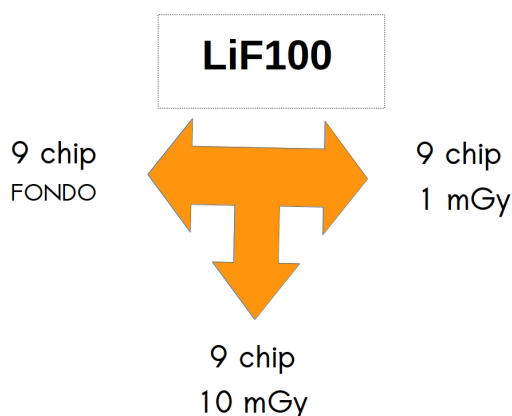
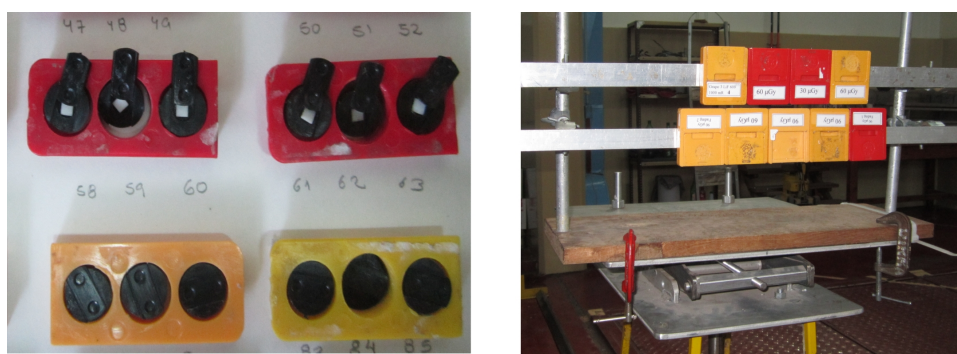


Figura 3.4: Distribución de las pastillas TLD-100, para realizar la calibración, en la que se muestra la cantidad de TLDs usados en cada caso.

Luego de organizar las pastillas, se procedió a realizar el acondicionamiento de la zona controlada del reactor, preparando los materiales y estructuras necesarias para realizar la irradiación de los dosímetros.

Parámetros de irradiación:

Los TLDs fueron colocados en aire y con una geometría de manera tal que fueran irradiados uniformemente. En la figura 3.5 se pueden ver los pasos de preparación, previos a la irradiación.



(a) Pastillas TLD-100 en su respectiva cazoleta (b) Portadosímetros colocados en aire.



(c) Irradiación con fuente de Cs-137.

Figura 3.5: Se muestran a modo ilustrativo las condiciones de irradiación en zona controlada del reactor RA-6 para la calibración de los dosímetros TLD-100.

Luego de realizada la irradiación, las pastillas fueron almacenadas en un armario a oscuras por 24 horas, para su posterior lectura.

3.3.3. Factor de calibración

Pasadas las 24 horas se procedió a realizar la lectura de cada pastilla siguiendo el procedimiento descrito en el capítulo 2. Previamente es necesario fijar los parámetros adecuados en el equipo lector: el perfil de tiempo y temperatura utilizado para leer los dosímetros TLD-100, el que se describe a continuación:

La temperatura de la plancha de acero inoxidable se calienta desde temperatura ambiente hasta 110°C en forma casi instantánea. Permanece en 110°C durante 16 segundos, seguido de una tasa de calentamiento constante y lineal (12°C/seg.), hasta alcanzar los 255°C, donde se mantiene durante 23 segundos. Luego desciende hasta 50°C en forma exponencial.

Las lecturas se registraron en una ficha de calibración y los datos se procesaron en una hoja de cálculo. Mediante regresión lineal se obtuvieron la curva y factor de calibración.

3.4. Mediciones experimentales de DGM en nosocomios de Bariloche.

3.4.1. Procedimientos previos para la medición de DGM.

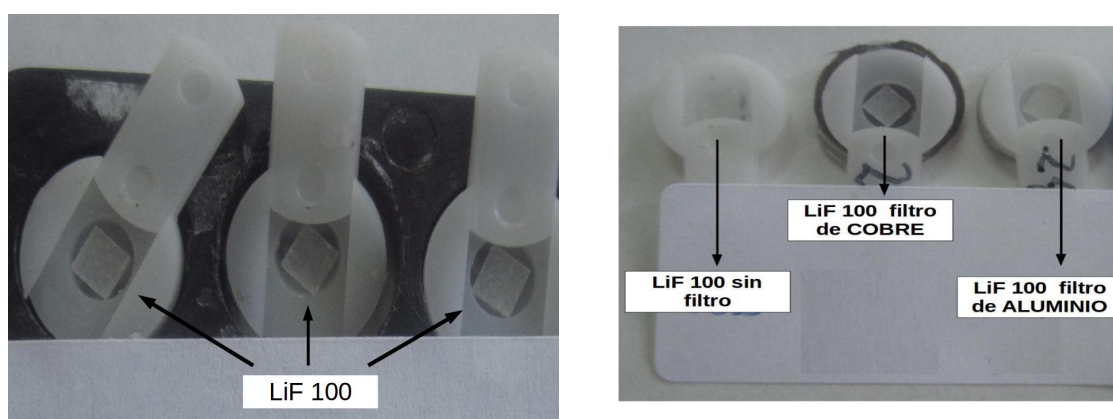
Se dividieron en dos etapas, la primera contempló los preparativos realizados en los nosocomios y la segunda, los trabajos realizados en el Laboratorio de Dosimetría y Calibración. A continuación se detalla cada una:

1. Etapa desempeñada en los nosocomios:

Previo a llevar a cabo las mediciones de la DGM en los nosocomios, se debieron solicitar los permisos pertinentes a cada institución. Una vez aceptadas estas solicitudes, se coordinó con cada uno de los jefes de las áreas de mamografía para poder realizar las mediciones propiamente dichas, sin interferir con el normal funcionamiento del servicio. Se adjuntan en el apéndice A, las notas de consentimiento firmadas por cada institución.

2. Laboratorio de dosimetría y calibraciones:

Los dosímetros TLD-100 antes de ser usados, fueron recocidos siguiendo las pautas descritas anteriormente en la sección 3.3.1. Previo a la visita para la toma de datos en los nosocomios, se preparó, organizó, registró y planificó la distribución de las pastillas, para efectuar las mediciones, tomando nota de los números de dosímetros que corresponden a cada nosocomio. En la figura 3.6 se observa la disposición de los dosímetros TL dentro de las cazoletas.



(a) Pastillas TLD-100.

(b) TLD-100 desnudo, con filtro de cobre y aluminio.



(c) Vainas armadas para la medición en los nosocomios.

Figura 3.6: Procedimientos de armado de las cazoletas para la medición K_e en los diferentes nosocomios.

Para el cálculo de la energía efectiva, se usaron filtros de cobre y aluminio acompañando a los dosímetros TLD-100; la disposición de los mismos sobre el fantoma se puede ver en la figura 3.8b.

Materiales para realizar las mediciones en los nosocomios.

Las mediciones se realizaron en los nosocomios de Bariloche mencionados a continuación:

- Hospital Privado Regional Bariloche (HPR).
- Instituto Materno Infantil (IMI).
- Sanatorio del Sol.
- Sanatorio San Carlos.

Además fue necesario el uso de los siguientes materiales:

- Ficha para la toma de datos.
- Fantoma de mama.
- Cinta métrica.
- Cámara fotográfica.

3.4.2. Procedimientos realizados durante la medición de K_e .

En el presente trabajo se usó un fantoma de mama para la determinación del kerma en superficie de entrada (K_e) haciendo uso de TLDs TLD-100; posteriormente se calculó el kerma incidente en aire (K_i) y por último la DGM.

Al llegar al área de mamografía de cada centro de salud se preparó la irradiación, para ello se contó con el apoyo del técnico encargado de realizar los exámenes mamográficos. Se siguió la metodología de medición establecida por la IAEA en el TRS 457 [5]. A continuación se describe detalladamente el procedimientos que se siguió para realizar las mediciones:

- Se configuró la máquina de mamografía para una vista cráneo-caudal, con la placa de compresión en su posición.
- Se colocó el fantoma sobre el soporte donde se coloca la mama, con su borde más largo alineado con el borde de la pared torácica y centrada lateralmente.
- Para medir el K_e los dosímetros fueron colocados en la superficie del fantoma (ver figuras 3.8b). Otro set de TLDs no fue expuesto y se utilizó para la obtención de una lectura de fondo.
- Se llevó la placa de compresión hacia el fantoma, teniendo cuidado de no dañar los TLDs.
- No se usó modo de ampliación.
- Se realizó la exposición del fantoma de mama al haz clínico que se usa cotidianamente en un examen de diagnóstico de mamografía. El esquema de la irradiación se muestra en la figura 3.7.
- Se fijó la posición del fantoma y se consideró constante: 40 mm desde el borde lateral del fantoma, centrado lateralmente y a una altura de 45 mm por encima del soporte mamario. Definiendo así el punto de referencia mamográfico el cual se puede ver en la figura 3.2.

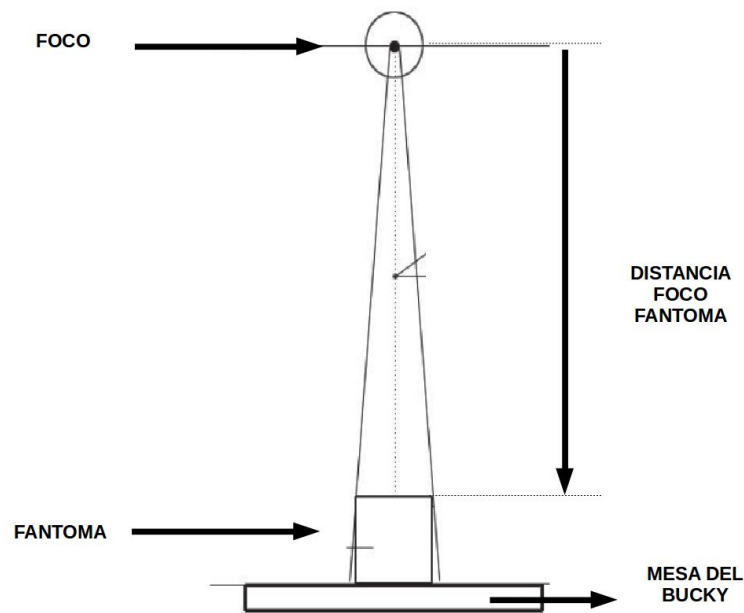


Figura 3.7: Esquema de la irradiación del fantoma. Imagen tomada de la referencia [5].

- Se registraron los siguientes parámetros:
 1. Unidad de mamografía (marca y modelo): GE *Senographe 800T*.
 2. Proyección: Cráneo-caudal (CC)
 3. Kilovoltaje [kVp]
 4. Miliamperaje [mAs]
 5. Capa hemirreductora mínima (HVL)(Si el dato es disponible.)
 6. Distancia foco-fantoma: 60 cm

En la tabla 3.1, se muestran los datos obtenidos de los equipos de mamografía en cada nosocomio. Para el caso del Sanatorio San Carlos, por presentar un equipo mamográfico digital directo, para la determinación de la DGM es necesario usar el protocolo de dosimetría de mamografía del Reino Unido [52], además se debe tomar en cuenta el factor (θ) de geometría. En el presente trabajo sólo fueron considerados los equipos de los nosocomios con equipos de mamografía digital indirecta, por el alcance de nuestros métodos de determinación de la DGM. Por lo que el Sanatorio San Carlos no fue considerado para las evaluaciones realizadas.

- Luego de realizar la exposición a los dosímetros, se los retiró de la superficie del fantoma y se los organizó para ser leídos.
- Por último se registraron las lecturas obtenidas de los dosímetros expuestos ($M1$, $M2$ y $M3$) y las lecturas de los dosímetros no expuestos ($M01$, $M02$ y $M03$).

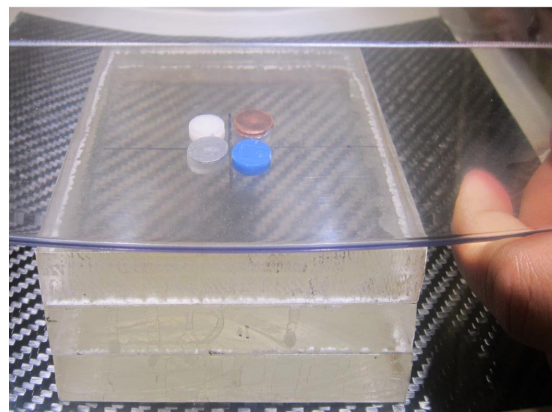
Nosocomio	Número de repeticiones	Kilovoltaje kVp	Miliamperaje mAs	Compresión	Filtro
1	1	28	143	4.1	Mo/Rh
	2	28	143	4.1	Mo/Rh
2	1	26	209	4	Mo/Rh
	2	26	209	4	Mo/Rh
3	1	31	146	4.1	Mo/Mo
	2	31	132	4.2	Mo/Mo
	3	31	137	4.2	Mo/Mo
4	1	32	9.6	4.4	-
	2	32	9.8	4.5	-
	3	32	9.6	4.4	-

Tabla 3.1: Parámetros obtenidos de los sistemas mamográficos empleados, todas las mediciones fueron hechas con rejilla y con una distancia foco-fantoma de 60 cm.

En la figura 3.8a se observa un equipo de mamografía y en la figura la figura 3.8b la disposición de los dosímetros sobre el fantoma previo a la irradiación.



(a) Equipo de mamografía Senographe 800T.



(b) Distribución de los dosímetros con filtros.

Figura 3.8: Procedimientos para la medición de K_e en cada nosocomio.

Se realizaron de dos a tres repeticiones, de acuerdo a la disponibilidad de los dosímetros y de cada nosocomio. En todas las mediciones se mantuvo constante la distancia foco - fantoma de 60 cm y como los valores de HVL no estaban disponibles, se los calculó con ayuda de las tablas presentadas en el TRS 457 de la IAEA [5]. Todas las mediciones fueron hechas con rejilla, los disparos fueron hechos en el modo de ajuste automático de exposición (AEC) y la proyección fue cráneo-caudal (CC).

3.5. Metodología de estimación de la Dosis Glandular Media.

Se usaron dos métodos para determinación de la DGM en los nosocomios de estudio.

- Método establecido por el TRS 457 [5].
- Método numérico de Matsumoto, et al. [53].

3.5.1. Método N°1: Estimación de la DGM usando TLDs según el TRS 457.

El TRS 457 establece la metodología para el procesamiento de los datos y la estimación de la DGM de la siguiente manera:

1. Se calcula el valor medio de la lectura de fondo, M_0 , a partir de las lecturas de fondo del dosímetro M_{01} , M_{02} y M_{03} ($M_0 = (M_{01} + M_{02} + M_{03})/3$).
2. Se calcula el promedio de las lecturas de los dosímetros expuestos (\overline{M}) usando la ecuación 3.1, donde M_i corresponde a la lectura de cada dosímetro y f_i es la sensibilidad individual de cada uno de los dosímetros.

$$\overline{M}(nC) = \frac{\sum_{i=1}^3 f_i(M_i - \overline{M}_0)}{3} \quad (3.1)$$

3. Se obtiene el valor del HVL a partir de la tabla 8.7 de TRS 457 [5], de acuerdo a la combinación blanco /filtro y tensión del tubo utilizado.
4. Se obtiene de la tabla 8.8 del TRS 457 [5] el factor de retrodispersión, B , que corresponde al HVL obtenido anteriormente.
5. Se calcula el kerma incidente en aire, K_i , con la lectura promedio corregida por el fondo, M , afectado por el factor de retrodispersión, B , utilizando la siguiente ecuación:

$$K_i = \frac{\overline{M}N_{K,Q_0}k_Qk_f}{B} \quad (3.2)$$

En esta ecuación:

- N_{K,Q_0} es el factor de calibración de TLD para la calidad de la radiación de referencia utilizado.

- K_Q es el factor que corrige las diferencias en la respuesta del dosímetro a la calidad de la calibración y a la calidad Q del haz de Rx clínico. Debido a la dependencia de la respuesta de los dosímetros con la energía de radiación x , para el cálculo de este factor se desarrolló un algoritmo para encontrar la energía efectiva (ver sección 3.5.2) y posteriormente el factor K_Q (ver sección 3.5.3).
 - El factor K_f corrige el efecto de desvanecimiento de la señal de termoluminiscencia entre la irradiación de dosímetros y su lectura.
6. Se obtiene de la tabla 8.5 del TRS 457 [5], por interpolación, el coeficiente de conversión $C_{DD_{G_{50}}, K_i, PMMA}$ para la medida de la HVL determinada anteriormente, que corresponde a una glandularidad de 50 %. Este coeficiente convierte el K_i del fantoma de PMMA, a la DGM para una mama típica.
 7. El factor de corrección espectral s toma en consideración la combinación de blanco/filtro usado en cada medición, y se obtuvo de la tabla 8.6 del TRS 457 [5].
 8. Finalmente la DGM para una mama estándar haciendo uso de un fantoma y de dosímetros TLD, se calcula con la siguiente ecuación:

$$D_G = C_{DD_{G_{50}}, K_i, PMMA} s K_i \quad (3.3)$$

3.5.2. Algoritmo de determinación de la energía efectiva.

Con el objetivo de extender el rango de uso de las pastillas TLD-100 a energías típicas de mamografía (24 - 32 KeV) [18], es que se adiciona una tercera pastilla filtrada con un milímetro de cobre y una cuarta pastilla filtrada con un milímetro de aluminio como se puede observar en la figura 3.8b.

Este método, usado en gran medida con diferentes tipos de detectores, consiste en el uso de la lectura de un dosímetro filtrado con un material atenuador [54] y la lectura de un dosímetro sin filtro. En este trabajo se utilizaron dos materiales atenuadores distintos (cobre y aluminio), para comparar su desempeño frente a calidades de energías del haz clínico que se usa cotidianamente en exámenes de diagnóstico de mamografía. Entonces la energía efectiva se obtiene en función de la relación de lecturas de los dosímetros atenuados con un milímetro de cobre o con un milímetro de aluminio, y las lecturas de los dosímetros sin filtro, es decir que solo presentan plástico como material atenuante (el plástico de la cazoleta que contiene a las pastillas). La relación que existe entre las dos lecturas se muestra en la ecuación 3.5, usando esta ecuación es posible realizar el cálculo teórico de esta relación en función a la energía efectiva [KeV].

Luego de realizar la lectura de las pastillas con filtro y sin filtro irradiados en los diferentes nosocomios, y aplicando a la relación que se muestra en la ecuación 3.4, se obtiene el valor de la relación L_{Cu}/L_{Pl} o L_{Al}/L_{Pl} medidos en los nosocomios.

La lectura ($L_{(E)}$) de cada dosímetro a una dada energía será proporcional a la siguiente ecuación [54]:

$$L_{(E)} \propto \varepsilon_{(E)} e^{-\mu_{(E)} t} \quad (3.4)$$

Donde:

- $\varepsilon_{(E)}$ es la eficiencia del dosímetro a la energía E, y estos valores fueron obtenidos del manual del fabricante [55]. Para obtenerlos se digitalizó una curva que corresponde a la eficiencia de los dosímetros TLD-100 en función de diversas energías (KeV), con el programa de digitalización *Engauge Digitalizer 5.2*.
- $b_E = \sum \mu_{(E)} t$ siendo μ y t el factor de atenuación lineal y el espesor de cada filtro (Cu para cobre, Al para el aluminio y Pl para plástico), respectivamente. Los valores de μ fueron obtenidos de las tablas publicadas por *National Institute of Standards and Technology* (NIST) [56].

La relación de lecturas del dosímetro con filtro de cobre L_{Cu} o filtro de aluminio L_{Al} y el dosímetro bajo plástico L_{Pl} puede escribirse como:

$$\frac{L_{Al(E)}}{L_{Pl(E)}} = \frac{e^{-\mu_{Al} t_{Al}}}{e^{-\mu_{Pl} t_{Pl}}} \quad (3.5)$$

Las curvas obtenidas resultantes de relacionar los valores teóricos de L_{Cu}/L_{Pl} o L_{Al}/L_{Pl} y las diferentes energías [KeV] fueron aproximadas, mediante una regresión polinómica, a funciones polinómicas. Con los cuales, conociendo la relación L_{Cu}/L_{Pl} o L_{Al}/L_{Pl} (que se obtiene de las mediciones realizadas en los nosocomios), es posible determinar la energía efectiva a la que los dosímetros fueron irradiados en cada nosocomio.

3.5.3. Algoritmo para determinar el factor de calidad de radiación (K_Q)

La lectura de los dosímetros (L_{Pl}) se relaciona con el factor de calibración (F), obtenido en la sección 3.3.3, y con la dosis (H) de la siguiente manera:

$$H = (F)(L_{Pl}) \quad (3.6)$$

Para energías típicas de mamografía (25 - 35 KeV) se debe corregir por un factor de corrección de calidad energética K_Q . Este se obtiene a partir de un factor de corrección

para bajas energías f_{Er} .

f_{Er} resulta de la relación entre las lecturas bajo plástico evaluadas a las energías consideradas (rango de energías de mamografía), respecto a las lecturas bajo plástico evaluadas a la energía de referencia (energía del Cs-137). La relación teórica se muestra a continuación:

$$f_{Er} = \frac{L_{Pl(E)}}{L_{Pl(Er)}} = \frac{\varepsilon_{(E)} e^{-\mu_{Pl} t_{Pl}}}{\varepsilon_{(Er)} e^{-\mu_{Pl} t_{Pl}}} \quad (3.7)$$

La lectura L_{Pl} a energías inferiores, es corregido por el factor f_{Er} de la siguiente forma:

$$Lectura \text{ corregida} = \frac{L_{Pl}}{f_{Er}} \quad (3.8)$$

Entonces a partir del factor f_{Er} se obtiene el factor de calidad K_Q como se muestra a continuación:

$$K_Q = \frac{1}{f_{Er}} \quad (3.9)$$

Donde :

- L_{Pl} lectura realizada sin filtro .
- f_{Er} factor de corrección a bajas energías.
- F factor de Calibración.
- K_Q factor de calidad de energía.

A partir de la ecuación 3.7 se obtuvo una curva resultado de relacionar f_{Er} y las diferentes energías. Mediante una regresión polinómica fueron aproximadas a funciones de sexto orden, obteniéndose un polinomio, a partir del cual, conociendo la energía media, es posible encontrar el factor de corrección de energía que está relacionado con el factor de calidad K_Q mediante la ecuación 3.9.

Estimación de la incertidumbre

El protocolo en cual se basa este trabajo, TRS 457, asume una incertidumbre de 10 %, no obstante, existen contribuciones adicionales como son:

1. La aplicación de un factor de retrodispersión.
2. La colocación de los dosímetros.
3. La incertidumbre en los coeficientes de conversión.

4. El grosor del fantoma.

Estas contribuciones se incluyen en la incertidumbre global por lo que el valor de la incertidumbre relativa expandida ($k = 2$) en las mediciones de kerma en la superficie de entrada usando TLD, establecida por el protocolo, y aplicado en el presente trabajo de investigación es de 14 %; las consideraciones específicas de este factor se encuentran detalladas en la tabla 8.9 del TRS 457 [5].

3.5.4. Método N°2: Modelo numérico de Matsumoto, et al.

Un método de cálculo de dosis, que para la presente investigación sirve de referencia, es el modelo numérico desarrollado por Matsumoto, et al. [53]. En este modelo, para el cálculo de la DGM, se usan en un principio tres ecuaciones de acuerdo a la combinación ánodo-filtro usado, para este caso de Molibdeno-Molibdeno. Estas ecuaciones se relacionan con la energía efectiva y los otros parámetros de cálculo de la siguiente manera:

- La energía efectiva:

$$E_{eff} = 0,1325V + 11,80 \quad (3.10)$$

- La exposición:

$$X_{mAs} = 2,1329E_{eff}^2 - 57,784E_{eff} + 392,71 \quad (3.11)$$

- El Factor de conversión a $DGM(D_gN(mGy/mR))$:

$$D_gN = (0,3962E_{eff} - 4,3178)10^{-3} \quad (3.12)$$

- Por lo tanto la DGM está dada por la siguiente expresión:

$$DGM(mGy) = mAsX_{mAs}[mR/mAs]D_gN[mGy/mR]SSD_{cf} \quad (3.13)$$

Donde: SSD_{cf} es igual a:

$$SSD_{cf} = (60/(60 - EMC[cm]))^2 \quad (3.14)$$

Donde: EMC el espesor de mama comprimida. La distancia foco-piel (64 cm) puede variar en los equipos de mamografía, siendo en esta tesis 60 cm.

Matsumoto, et al. determinan también expresiones para las combinaciones Molibdeno-Rodio y Rodio- Rodio [53].

Por último, los parámetros físicos necesarios para la estimación de la DGM son tomados directamente del equipo luego de realizada cada mamografía: tensión [kVp], carga del tubo [mAs] y el espesor de mama comprimida.

Capítulo 4

Resultados y Análisis

4.1. Calibración de dosímetros TL

Los dosímetros se calibraron en aire con Cs- 137. Los resultados se muestran a continuación:

- Calibración realizada con Cs-137 en aire:

Kerma (mGy)	Promedio [nC]	Desv. Est. [nC]	Diferencia [nC]
0	0.0584	0.0078	0.0000
1	4.2521	0.0733	4.1937
10	41.1117	0.7557	41.0533

Tabla 4.1: Resumen de la calibración realizada en aire con Cs-137.

Con los datos de la tabla 4.1, mediante una estimación lineal, se calculó el factor de calibración (F) el cual fue de: 0.24 mGy/nC. También se realizó la determinación del kerma en aire mínima detectable el cual fue de 0.006 mGy.

4.2. Determinación de la energía efectiva.

Como se explica en la sección 3.5.2, se usó la relación teórica de las lecturas con filtros (cobre o aluminio) y lectura sin filtro (plástico), en función de diferentes energías efectivas. Luego se obtuvo una curva y aplicando una regresión polinómica de cuarto orden se obtuvo un polinomio, con el cual, es posible el cálculo de la energía efectiva.

Se muestran a continuación los resultados obtenidos usando cada filtro:

4.2.1. Filtro de aluminio.

- En la tabla 4.6 se muestran los datos obtenidos de realizar la estimación teórica de valores L_{AL}/L_{Pl} para diferentes energías efectivas:

Relación L_{AL}/L_{Pl}	Energía efectiva KeV
0.0008424345	10
0.1168370617	15
0.3950703258	20
0.7375392882	30
0.857758691	40
0.9054289144	50
0.9277662701	60
0.9469927875	80
0.9550522232	100
0.963492243	150
0.9675312576	200
0.9722692196	300
0.9752757803	400
0.9774655698	500
0.9791633291	600
0.9799509217	662

Tabla 4.2: Valores de la relación L_{Al}/L_{Pl} obtenidos de la determinación teórica para diferentes energías efectivas.

- Los datos tabulados, fueron graficados para obtener la siguiente curva:

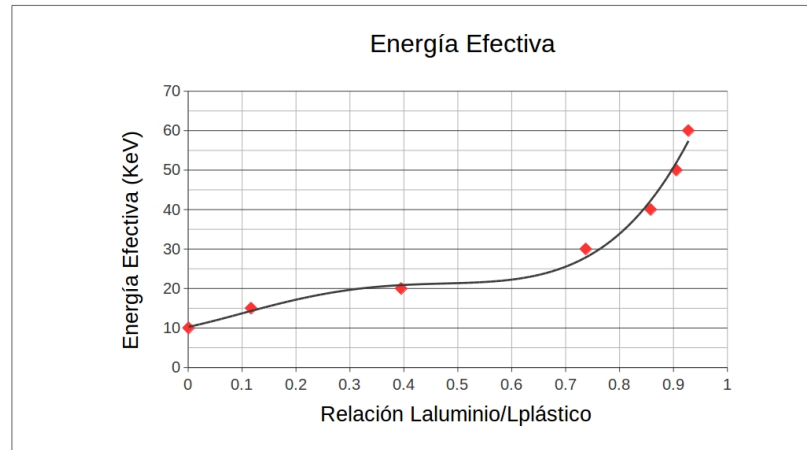


Figura 4.1: Curva de la energía efectiva [KeV] en función a la relación L_{Al}/L_{Pl} . Los puntos representan los valores de energía efectiva en función de la relación L_{Al}/L_{Pl} calculados teóricamente y la línea continua representa a la línea de tendencia de la curva que corresponde al polinomio obtenido.

Realizada la regresión el polinomio obtenido es:

$$y[KeV] = 308,16 * x^4 - 353,43 * x^3 + 86,273 * x^2 + 28,878 * x + 10,28 \quad (4.1)$$

En donde y es la energía efectiva resultante y x es la relación de la lectura con filtro y sin filtro (L_{Al}/L_{Pl}). El coeficiente de determinación $R^2 = 0,99$.

- Usando el polinomio calculado, y con la relación de las lecturas con filtro de aluminio y sin filtro, obtenidas de las mediciones en los nosocomios, se calcularon las energías efectivas a las cuales fueron irradiados los dosímetros en cada nosocomio. A su vez con los parámetros de irradiación, tomados directamente del equipo en cada disparo se calculó por el método de Matsumoto et, al. los valores de energía efectiva. Los resultados se muestran en la siguiente tabla:

Nosocomio	Energía efectiva Alg. propuesto KeV	Energía efectiva Matsumoto et.al KeV
1	21.56	16.21
	21.60	16.21
2	21.35	15.93
	21.36	15.93
3	21.52	15.90
	21.27	15.90
	20.93	15.90

Tabla 4.3: Tabla que muestra los valores de energía efectiva calculados con el algoritmo propuesto (obtenidos a partir de la relación de las lecturas L_{Al}/L_{Pl} medido en los diferentes nosocomios) y calculados con el método de Matsumoto et, al.

4.2.2. Filtro de cobre.

- En la tabla 4.4 se muestran los datos obtenidos de realizar la estimación teórica de valores L_{Cu}/L_{Pl} para diferentes energías efectivas:

Relación L_{Cu}/L_{Pl}	Energía efectiva KeV
9.7E-085	10
1.5E-029	15
7.1E-014	20
5.6E-005	30
0.012	40
0.096	50
0.239	60
0.504	80
0.663	100
0.819	150
0.869	200
0.904	300
0.919	400
0.927	500
0.933	600
0.936	662

Tabla 4.4: Datos obtenidos de la determinación teórica de las relaciones entre las lecturas con filtro de cobre y sin filtro (L_{Cu}/L_{Pl}) para diferentes energía efectivas.

- Los datos tabulados, fueron graficados para obtener la siguiente curva:

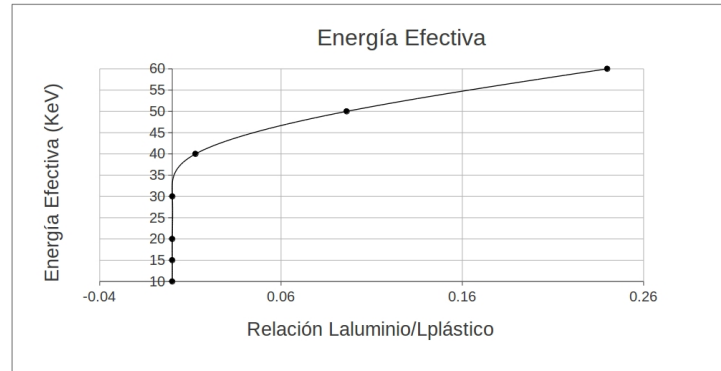


Figura 4.2: Curva en el que se representa la energía efectiva en función de la relación L_{Cu}/L_{Pl} . Los puntos representan los valores de energía efectiva en función de la relación L_{Cu}/L_{Pl} calculados teóricamente.

Realizada la regresión el polinomio obtenido es:

$$y[KeV] = -900000000 * x^4 + 300000000 * x^3 - 20000000 * x^2 + 267680 * x + 15 \quad (4.2)$$

En donde y es la energía efectiva resultante y x es la relación de la lectura con filtro y sin filtro: L_{Cu}/L_{Pl} . El coeficiente de determinación $R^2 = 0,97$

- Usando el polinomio calculado, y con la relación de las lecturas con filtro de cobre y sin filtro, obtenidas de los nosocomios, se calcularon las energías efectivas a las cuales fueron irradiados los dosímetros en cada nosocomio. Los valores obtenidos se muestran en la siguiente tabla.

Nosocomio	Energía efectiva Matsumoto et.al	Energía efectiva KeV
1	16.21	-4607.3
	16.21	-2272.9
2	15.93	-3969.1
	15.93	-4827.4
3	15.90	-4461.0
	15.90	-4828.9
	15.90	-4828.9

Tabla 4.5: Tabla que muestra los valores de energía efectiva calculados con el algoritmo propuesto (obtenidos a partir de la relación de las lecturas L_{Cu}/L_{Pl} medido en los diferentes nosocomios) y calculados con el método de Matsumoto et, al.

Se realizaron mediciones usando los filtros de aluminio y de cobre, para probar cuál era el que mejor desempeño presentaba a bajas energías. Como se puede observar en la tabla 4.5, las medidas de energía efectiva presentan valores incoherentes. Es por ello que se decidió usar únicamente el filtro de aluminio para las determinaciones posteriores como son: el factor de corrección de energía y la DGM.

4.3. Determinación del factor K_Q

En la sección 3.5.3 se explica el método de cálculo del factor K_Q .

- Se calcularon teóricamente, los factores de corrección f_{Er} para diferentes energías efectivas. Los resultados se presentan en la siguiente tabla.

Energía efectiva KeV	Factor de corrección f_{Er}
10	0.510
15	1.057
20	1.358
30	1.523
40	1.480
50	1.419
60	1.356
80	1.255
100	1.190
150	1.087
200	1.033
300	0.996
400	0.995
500	1.996
600	1.000
662	1

Tabla 4.6: Datos de la determinación teórica del factor de corrección f_{Er} para diferentes energías efectivas.

- Con los datos presentados en la tabla 4.6 se procedió a la construcción de la curva para el factor f_{Er} en función de las energías efectivas (ver figura 4.3).

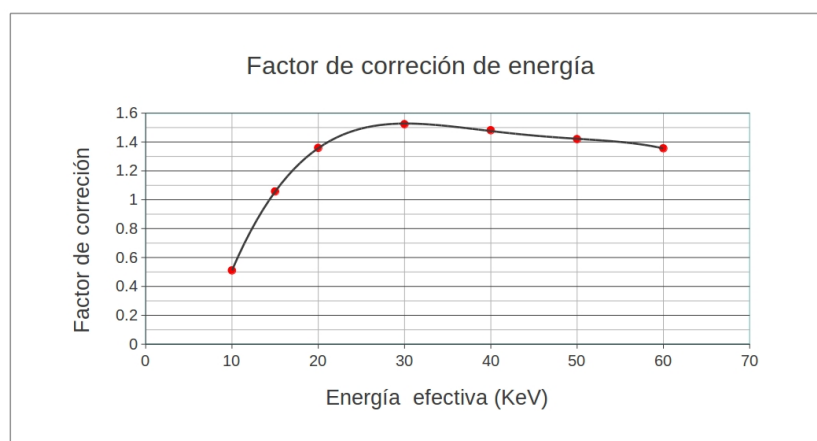


Figura 4.3: Curva que representa el factor de corrección en función de la energía efectiva. Los puntos representan los valores f_{Er} calculados teóricamente en función de la energía efectiva y la línea llena representa a la línea de tendencia que corresponde al polinomio obtenido.

- Realizada la regresión polinómica la ecuación obtenida fue:

$$f_{Er} = 5E-10*x^6 - 9E-08*x^5 + 6E-06*x^4 - 8E-05*x^3 - 0,0066*x^2 + 0,2754*x - 1,5527 \quad (4.3)$$

En donde x es la energía efectiva a la que fueron irradiados los dosímetros. El coeficiente de determinación $R^2 = 0,99$.

- Usando el polinomio calculado, y con el valor de la energía efectiva de cada medición obtenida de los nosocomios, se calcularon los factores de corrección f_{Er} y los factores de calidad de energía K_Q . Los valores determinados se muestran en la siguiente tabla:

Nosocomio	Factor de corrección f_{Er}	Factor de calidad de energía K_Q
1	1.44	0.693
	1.44	0.692
2	1.43	0.697
	1.43	0.697
3	1.44	0.694
	1.43	0.698
	1.42	0.705

Tabla 4.7: Tabla con los factores de calidad de energía K_Q determinados para las diferentes exposiciones.

Con el factor K_Q se siguieron los procedimientos establecidos por el TRS 457 [5], para realizar el cálculo de la DGM.

4.4. Estimación de la DGM.

4.4.1. Estimación de la DGM según el TRS 457.

A continuación se muestran los resultados de las evaluaciones realizadas.

Nosocomio	Medición	Kilovoltaje [kVp]	Miliamperaje [mAs]	Compresión	Filtro
1	1	28	143	4.1	Mo/Rh
	2	28	143	4.1	Mo/Rh
2	1	26	209	4	Mo/Rh
	2	26	209	4	Mo/Rh
3	1	31	146	4.1	Mo/Mo
	2	31	132	4.2	Mo/Mo
	3	31	137	4.2	Mo/Mo
Nosocomio	Lectura [nC]	HVL [mmAl]	B Fact. Retrod.	N_{kq} [mGy/nC] Factor Calib.	K_f fading
1	75.239	0.413	1.093	0.24	1
	67.528	0.413	1.093	0.24	1
2	72.989	0.397	1.089	0.24	1
	79.810	0.397	1.089	0.24	1
3	98.993	0.384	1.087	0.24	1
	107.275	0.384	1.087	0.24	1
	105.641	0.384	1.087	0.24	1
Nosocomio	K_Q de Calidad radiación	K_i Kerma aire [mGy]	Factor s	factor c	DGM
1	0.693	10.018	1.017	0.229	2.7
	0.692	8.978	1.017	0.229	2.4
2	0.697	9.811	1.017	0.224	2.5
	0.697	10.728	1.017	0.224	2.8
3	0.694	13.285	1	0.216	3.3
	0.798	14.480	1	0.216	3.6
	0.705	14.402	1	0.216	3.5

Tabla 4.8: Determinación de la DGM usando el TRS 457 de la IAEA.

La tabla 4.9 muestra el resumen de los resultados obtenidos de DGM con la incertidumbre asociada según lo sugerido en el TRS (14 % para $k=2$).

Nosocomio	DGM [mGy]
1	2.7 ± 0.4
	2.4 ± 0.3
2	2.5 ± 0.3
	2.8 ± 0.4
3	3.3 ± 0.4
	3.6 ± 0.5
	3.5 ± 0.5

Tabla 4.9: Determinación de la DGM y su incerteza, usando el TRS 457.

4.4.2. Estimación de la DGM según el método propuesto por Matsumoto et. al.

En esta investigación, se usó como parámetro para comparar las mediciones obtenidas el modelo teórico de Matsumoto et. al. con el cual se pudo estimar la DGM. Se compararon los cálculos realizados, y los resultados se presentan en la siguiente tabla:

Nosocomio	DGM - TRS 457 [mGy]	DGM - Matsumoto [mGy]
1	2.7 ± 0.4	2.76
	2.4 ± 0.3	2.73
2	2.5 ± 0.3	2.96
	2.8 ± 0.4	2.89
3	3.3 ± 0.4	3.97
	3.6 ± 0.5	4.37
	3.5 ± 0.5	4.1

Tabla 4.10: Comparación de los DGM, resultantes de aplicar cada método. Los valores de DGM obtenidos con el método de Matsumoto et al.

Capítulo 5

Conclusiones

La DGM, es una cantidad relacionada con el riesgo radiológico y un parámetro considerado en el control de calidad de los equipos de mamografía.

En el presente trabajo se estimó la DGM en exámenes de mamografía haciendo uso de dosímetros TLD-100 (LiF:Mg,Cu,Ti), que al tener un número atómico efectivo cercano al del agua y al del tejido humano, son útiles para la cuantificación de kerma en aire en superficie de entrada, en pacientes sometidos a exámenes de mamografía. Los dosímetros fueron calibrados, en términos de kerma en aire, con una fuente de Cs-137. Para tal efecto se aplicaron dos metodologías para la estimación de la DGM, el establecido por el protocolo TRS 457 y el método numérico propuesto por Matsumoto et. al.

Para el cálculo de la DGM experimental en los nosocomios, se usó un fantoma, un equipo de mamografía, los dosímetros calibrados y un equipo lector de dosímetros. Se siguieron los procedimientos descritos en el protocolo para realizar la toma de datos en los nosocomios.

Para la estimación de la DGM usando el método establecido por el protocolo TRS 457, es necesario aplicar un factor de corrección de calidad de energía K_Q , este factor corrige las diferencias en la respuesta del dosímetro en la calidad de la calibración y la calidad Q del haz de Rx clínico, debido a la dependencia de la respuesta de los dosímetros con la energía de radiación x . Para el cálculo de este factor se adaptó un algoritmo para encontrar la energía efectiva a la que las pastillas fueron expuestas en los diferentes nosocomios. Es decir, se adaptó un algoritmo para determinar el factor de calidad y otro para calcular la energía efectiva.

El algoritmo adaptado para el cálculo del factor de corrección de calidad K_Q se obtuvo a partir del factor de corrección para bajas energías f_{Er} , y a su vez f_{Er} se obtiene de la relación entre las lecturas bajo plástico, evaluadas a las energías consideradas (rango de energías de mamografía), respecto a la de referencia (energía del Cs-137). Por lo tanto el algoritmo para el cálculo de K_Q permite evaluar más acertadamente la

DGM en zonas de bajas energías (de 10 a 35 KeV).

Para el cálculo de la energía efectiva se usaron dos materiales de filtros: cobre y aluminio. Se comprobó que el filtro de cobre, debido a que es un material más atenuante que el filtro de aluminio, no es adecuado para estimar la energía media. Esto se debe a que los fotones de rayos x de un haz clínico típicos de mamografía son de baja energía (25 -35 KeV). El filtro de aluminio resultó idóneo para ser usado para energías típicas de mamografía. Entonces usando el filtro de aluminio, se logró proponer un algoritmo para el cálculo y determinación de la energía efectiva, gracias a relación de las lecturas de las pastillas que presentan filtro (L_{Al}) y las lecturas de las pastillas que no presentan filtro (L_{Pl}).

Para estimar la DGM con el método numérico de Matsumoto, et al. fue necesario usar únicamente parámetros físicos tomados del equipo de mamografía, los cuales son: tensión [kVp], carga del tubo [mAs] y el espesor de mama comprimida [cm].

De los valores de DGM obtenidos en los centros de salud que participaron en este trabajo se concluye que: los valores de dosis obtenidos con los dosímetros TLD-100 usando el protocolo de la IAEA TRS 457 [5], son similares a los obtenidos aplicando el método numérico de cálculo de DGM propuesto por Matsumoto, et al. [53], el que para esta investigación sirvió de comparación y referencia. Esto demuestra que el algoritmo adaptado en este trabajo y aplicado en el cálculo de la DGM es útil en dosimetría para bajas energías (rango de mamografía entre 25-35 keV). No obstante, se plantea la necesidad de realizar una validación experimental del algoritmo para llevar a cabo los ajustes correspondientes.

Finalmente los valores de DGM obtenidos están en su mayoría próximos a los niveles de referencia que indica el Comité 3 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP): $1mGy$ (sin rejilla) y $3mGy$ (con rejilla) [29].

Apéndice A

Solicitudes

A.1. Solicitud enviada al Hospital Privado Regional (HPR)

San Carlos de Bariloche, 04 de agosto del 2017

Dr. Mazzoleni
Director del Hospital Privado Regional (HPR).
S/D


De mi mayor consideración:


Mi nombre es Fiorela Merma Velasco DNI N° 95286831, estudiante de la carrera de Maestría en Física Medica del Instituto Balseiro. Me encuentro realizando mi trabajo de tesis de posgrado que lleva por título "**Estimación de la dosis glandular media en exámenes de mamografía convencional**". Mi director de trabajo es el Ing Pablo Andres y mi co directora la Dra Mariela Bellotti, ambos pertenecientes a la Comisión Nacional de Energía Atómica – Centro Atómico Bariloche.


Me dirijo a Ud. con el fin de solicitar la autorización correspondiente para realizar la medición de distintos parámetros como por ejemplo: el rendimiento de tubo de rayos X, para poder calcular la dosis glandular media. Estas mediciones se llevarán a cabo durante el mes de octubre, sin interferir en las prácticas habituales del nosocomio. Los resultados obtenidos tendrán un fin académico.


Adjuntamos, certificado de alumna y resumen del trabajo.

Sin más, y a la espera de una respuesta favorable, me despido de Ud. atentamente.


Ing Pablo Andres
Director


Dra Mariela Bellotti
Co Directora


Fiorela Merma Velasco
Bióloga



A.2. Solicitud enviada al Sanatorio San Carlos

San Carlos de Bariloche, 04 de agosto del 2017

A quién corresponda

Sanatorio San Carlos

S/D


De mi mayor consideración:


Mi nombre es Fiorela Merma Velasco DNI N° 95286831, estudiante de la carrera de Maestría en Física Medica del Instituto Balseiro. Me encuentro realizando mi trabajo de tesis de posgrado que lleva por título **"Estimación de la dosis glandular media en exámenes de mamografía convencional"**. Mi director de trabajo es el Ing Pablo Andres y mi co directora la Dra Mariela Bellotti, ambos pertenecientes a la Comisión Nacional de Energía Atómica – Centro Atómico Bariloche.


Me dirijo a Ud. con el fin de solicitar la autorización correspondiente para realizar la medición de distintos parámetros como por ejemplo: el rendimiento de tubo de rayos X, para poder calcular la dosis glandular media. Estas mediciones se llevarán a cabo durante el mes de octubre, sin interferir en las prácticas habituales del nosocomio. Los resultados obtenidos tendrán un fin académico.


Adjuntamos, certificado de alumna y resumen del trabajo.

Sin más, y a la espera de una respuesta favorable, me despido de Ud. atentamente.


Ing Pablo Andres
Director


Dra Mariela Bellotti
Co Directora


Fiorela Mema Velasco
Bióloga



A.3. Solicitud enviada al Instituto Materno Infantil (IMI)

San Carlos de Bariloche, 04 de agosto del 2017

Dra. Adriana García
Administradora del Hospital Materno Infantil (IMI)

S/D




De mi mayor consideración:

Mi nombre es Fiorela Merma Velasco DNI N° 95286831, estudiante de la carrera de Maestría en Física Medica del Instituto Balseiro. Me encuentro realizando mi trabajo de tesis de posgrado que lleva por título "**Estimación de la dosis glandular media en exámenes de mamografía convencional**". Mi director de trabajo es el Ing Pablo Andres y mi co directora la Dra Mariela Bellotti, ambos pertenecientes a la Comisión Nacional de Energía Atómica – Centro Atómico Bariloche.

Me dirijo a Ud. con el fin de solicitar la autorización correspondiente para realizar la medición de distintos parámetros como por ejemplo: el rendimiento de tubo de rayos X, para poder calcular la dosis glandular media. Estas mediciones se llevarán a cabo durante el mes de octubre, sin interferir en las prácticas habituales del nosocomio. Los resultados obtenidos tendrán un fin académico.

Adjuntamos, certificado de alumna y resumen del trabajo.

Sin más, y a la espera de una respuesta favorable, me despido de Ud. atentamente.

 Ing Pablo Andres Director	 Dra Mariela Bellotti Co Directora	 Fiorela Mema Velasco Bióloga
---	---	---

A.4. Solicitud enviada al Sanatorio del Sol

San Carlos de Bariloche, 08 de agosto del 2017

Dr Miguel Gonzales Robinson
Director del Sanatorio del Sol

S/D


De mi mayor consideración:


Mi nombre es Fiorela Merma Velasco DNI N° 95286831, estudiante de la carrera de Maestría en Física Medica del Instituto Balseiro. Me encuentro realizando mi trabajo de tesis de posgrado que lleva por título **"Estimación de la dosis glandular media en exámenes de mamografía convencional"**. Mi director de trabajo es el Ing Pablo Andres y mi co directora la Dra Mariela Bellotti, ambos pertenecientes a la Comisión Nacional de Energía Atómica – Centro Atómico Bariloche.


Me dirijo a Ud. con el fin de solicitar la autorización correspondiente para realizar la medición de distintos parámetros como por ejemplo: el rendimiento de tubo de rayos X, para poder calcular la dosis glandular media. Estas mediciones se llevarán a cabo durante el mes de octubre, sin interferir en las prácticas habituales del nosocomio. Los resultados obtenidos tendrán un fin académico.


Adjuntamos, certificado de alumna y resumen del trabajo.

Sin más, y a la espera de una respuesta favorable, me despido de Ud. atentamente.


Ing Pablo Andres
Director


Dra Mariela Bellotti
Co Directora


Fiorela Merma Velasco
Bióloga


Sr. Miguel Gonzalez Robinson.
APODERADO
DNI: 82.320.837

Bibliografía

- [1] Ferlay, J., Shin, H., Bray, F., Forman, D., Mathers, C., Parkin. Cancer incidence and mortality worldwide: Iarc cancerbase no.10. En: D. M. G. 2008 (ed.) Lyon, France: International Agency for Research on Cancer. Disponible en: <http://globocan.iarc.fr>. 2010. 1
- [2] American Cancer Society . Recomendaciones de la sociedad americana contra el cáncer para la detección temprana del cáncer de seno. Disponible en: <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-seno/pruebas-de-deteccion-y-deteccion-temprana-del-cancer-de-seno/guias-de-la-sociedad-americana-contra-el-cancer-para-la-deteccion-temprana-del-cancer-de-seno.html>, 2017. 1, 4
- [3] Viniegra, M., Buffa, R., Pesce, V. Cáncer de mama en ocho palabras. Una guía breve para la atención primaria de la salud. *Intituto Nacional del Cáncer. Ministerio de la Salud de la Nación*, 2016. 1
- [4] Batista, W., Santos, S., Ross, L. Control de calidad y dosis glandular media en mamografía con sistemas de radiografía computarizada. *Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica*, págs. 1–2, 2015. 1
- [5] IAEA. Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. *Technical Reports. Serie No. 457 -TRS 457*, 2007. 2, 6, 14, 15, 17, 21, 25, 27, 28, 29, 32, 42, 46
- [6] OIEA. Establecimiento de niveles orientativos en radiografía general y mamografía. Reporte del proyecto coordinado. págs. 81–82. 2007. 2
- [7] Bravo, P., Ross, L., Lernad, G. Técnicas radiológicas para radiología convencional. Factores técnicos de exposición. En: Disponible en: <http://imagenologia.robustiana.com/17-t%C3%A9cnicas-radiol%C3%B3gicas-para-radiolog%C3%ADa-convencional>. 2016. 2
- [8] IAEA. Establecimiento de niveles orientativos en radiografía general y mamografía”. Proyecto Arcal LXXV – RLA/9/048. *Niveles de Referencia en Radiografía*

- General y Mamografía como Herramienta para Optimizar la Protección Radiológica y Reducir la Exposición al Paciente en América Latina.*, 2010. [2](#)
- [9] Organización mundial de la Salud. Disponible en: <https://www.who.int/topics/cancer/es/>, 2017. [3](#)
- [10] Abbas, A., Fausto, N., Kumar, V., Mitchell, R. Compendio de patología estructural y funcional. *España:Elsevier*, 2007. [3](#)
- [11] Aibar, S., Celano, C., Chambi, M., Estrada, S. Manual de enfermería oncológica. Instituto Nacional del Cáncer. pág. 13, 2004. [3](#)
- [12] Gonzales, L., Avila, A., Echeverri, C., Jaramillo, S. Cáncer de mama, HER2/neu, métodos diagnósticos y consideraciones clínicas. *Colombia Cancerol*, **11**, 40–57, 2007. [3](#)
- [13] Argote, L., Toledo, G., Delgado, R., Domínguez, D. Factores de riesgo del cáncer de mama en pacientes diagnosticadas en el Hospital Julio Trigo. *Revista Cubana de Salud y Trabajo*, **11**, 3–6, 2010. [3](#)
- [14] Lozano, A., Gomez, D., Torres, S. Tendencias del cáncer de mama en América Latina y el Caribe. *Salud Pública México (Cuernavaca)*. págs. 6–7, 2009. [4](#)
- [15] Mayta, F., LLanos, J., Panoso, S., Muñoz, L. Valor diagnóstico de la ecografía y la mamografía en pacientes con neoplasias de mama en el Hospital Obrero N° 2 de la Caja Nacional de Salud. págs. 50–61, 2012.
- [16] Paredes, A., Aguero, J. Sensibilidad, especificidad y valor predictivo del examen físico y la mamografía en el diagnóstico preoperatorio del cáncer de mama. *Revista del Instituto Nacional de Cancerología*, **41**, 89–92, 1995. [4](#)
- [17] Carreira, C., Martinez, J., Gomez, D., Polanco, C. Revisión de la evidencia científica sobre la aplicación clínica de la mamografía digital. *Radiologia*, **49**, 145–156, 2007. [4](#)
- [18] Bushberg, J. The essential physics of medical imaging. 2^a ed^{ón}., págs. 191–202. Lippincott, 2002. [4](#), [29](#)
- [19] EUR. European protocol on dosimetry in mammography. Luxembourg, 1995. [4](#)
- [20] IAEA. Control de calidad en mamografía. Vienna, Austria, 2006. [4](#)
- [21] Gaona, E., Perales, W., Franco, G., Gregorio, G. Optimización de la calidad de imagen en la mamografía analógica y su comparación con la mamografía digital. *Anales de Radiología México.*, **1**, 3–10, 2012. [4](#), [5](#)

- [22] Sanmiguel, E. Radiología: un siglo de desarrollo, 2007. [4](#)
- [23] Ravelo, A. The essential physics of medical imaging. 2^a ed^{ón}., págs. 191–202. Lippincott, 2002. [4](#), [5](#)
- [24] Rockville, M. Food and drug administration (FDA), in mammography quality standards acts regulations. *Anales de Radiología México.*, págs. 40–51, 2002. [5](#)
- [25] Escudero, F. Avances en cáncer de mama. *Real Academia Nacional de Medicina*, 2006. [5](#)
- [26] Geneva, W. Glossary of terms used in health for all serie (no9). 1984. [6](#)
- [27] Gasparin, D. Efectos biológicos de la radiación ionizante. págs. 15–16, 2010. [6](#)
- [28] Carlos, O., Alfredo, R. Cumulative ionizing radiation after diagnostic and interventional procedures. *Revista médica de Chile*, **129**, 2001. [6](#)
- [29] Hart D, W. B. Diagnostic reference levels in medical imagin: review and additional advice. A wed module produced by Committe of the international Commission on Radiological Protection (ICRP). [6](#), [15](#), [46](#)
- [30] Makever, M. Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses. *Ashford. Nuclear Technology Publisching*, pág. 204, 1995. [6](#)
- [31] Apuntes de clases del curso Protección Radiológica del Instituto Balseiro, 2014. [8](#)
- [32] Driscoll, C., Barthe, J., Oberhofer, M. Annealing procedures for commonly used radiothermoluminescent materials. *Radiation Protection Dosimetry.*, **1**, 1986. [9](#)
- [33] Herrera, J., Salcedo, J., Cogollo, R. Study of main dosimetric characteristics of LiF:Mg,Ti. *Revista Colombiana de Física*, **44**, 254–255, 2010. [9](#), [10](#)
- [34] Kinlay, M. Thermoluminescence dosimetry - Medical Physics Handbooks N°5. *Hilger*, 1981. [10](#), [12](#)
- [35] Makeever, M. Thermoluminescence of solids., 1985. [10](#), [14](#)
- [36] Attix, H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 1991. [10](#), [11](#)
- [37] Freire, L., Calado, A., Cardoso, J. Thermoluminescence dosimetry - Medical Physics Handbooks N°5. *Radiat. Meas.*, **43**, 646–650, 2008. [11](#)
- [38] Aschan, C. Applicability of thermoluminescent dosimeters in x-ray organ dose determination and in the dosimetry of systemic and boron neutron capture radiotherapy., 1999. [11](#)

- [39] Ribeiro, A. Utilização de dosímetros termoluminescentes para determinação da exposição ou dose absorvida em campos de radiação gama ou x com distribuição espectral desconhecida. Rio de Janeiro., 1981. [11](#), [12](#)
- [40] Gorbics, G., Attix, H., Ramirez, A. Temperature stability of CaF:Mn and LiF(TLD-100) thermoluminescent dosimeters. *International of Applied Radiation and Isotope*, **18**, 1967. [11](#)
- [41] Shen, W., Tang, K., Zhu, H., Liu, B. New advances in LiF:Mg,Cu,P TLDs (GR-200A). *Radiat Prot Dosimetry Revista.*, **100**, 357–60, 2002. [11](#)
- [42] Mercia, L., Oliveira, A., Maia, F. TL tandem systems for the determination of effective energy in x radiation beams. *Applied Radiation and Isotopes.*, **68**, 788–790, 2010. [12](#)
- [43] Gonzales, M. Calibración y determinación experimental de la respuesta relativa de dosímetros de LiF100. *Junta de Energía Nuclear.*, 1985. [12](#)
- [44] Lee, I., Kim, L., Chang, Y., Chung, S., Choe, S. Thermoluminescence dosimetry - Medical Physics Handbooks N°5. *Radiat. Prot. Dosim.*, **115**, 340–344, 2005. [12](#)
- [45] Andres, P. Deconvolución computarizada de la curva *glow* de dosímetros termoluminiscentes. Aplicación en dosimetría ambiental, 2009. [12](#)
- [46] Marinello, G. Thermoluminescence dosimetry applied to quality assurance in radiotherapy, brachytherapy and radiodiagnostic. Créteil-France. [12](#)
- [47] Saind-Gobain. Model 3500 manual TLD reader user's manual. págs. 1–17, 1993. [13](#)
- [48] Freire, L., Calado, A., Cardoso, L., Santos, J. Comparison of LiF (TLD-100 and TLD-100H) detectors for extremity monitoring. *Radiation Measurements*, **43**, 647–649, 2008. [13](#)
- [49] Bernardo, A., Pentke, M. Monitoreo personal en el servicio de : Medicina nuclear, tomografía axial computarizada y rayos x del Hospital Angel H. Roffo. págs. 1–15, 2003. [14](#)
- [50] Benevides, L. Breast dosimetry in clinical mammography. University of Florida, 2005. [15](#)
- [51] Staton, R., Jones, A., Lee, C. A tomographic physical phantom with real-time dosimetry. Scaling factors for calculation of radiology. [17](#)

-
- [52] Dance, D. Factores adicionales para la estimación de la dosis media de mama glandular utilizando el protocolo de dosimetría de mamografía del reino unido. *Física en Medicina y Biología*, **45**, 3225–40, 2000. [26](#)
- [53] Matsumoto, M., Inaue, S., Honda, I., Yamamoto, S., Ueguchi, T., Ogata, Y. Real-time estimation system for mean glandular dose in mammography. *Radiation Medicine*, **21**, 280–284, 2003. [28](#), [32](#), [33](#), [46](#)
- [54] Scarnichia, E. Discriminación de energía en dosimetría personal. Centro Atómico Bariloche - Argentina. *Protección radiológica en America Latina y el Caribe. Proyecto ARCAL XVII/OIEA*, 1996. [29](#), [30](#)
- [55] TLD systems & materials. En: Product Information, Solon Technologies Inc., Harshaw / QS Cristal and Dosimetry Products. 1994. [30](#)
- [56] NIST. National Institute of Standards and Technology. <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>, 2017. [30](#)

